



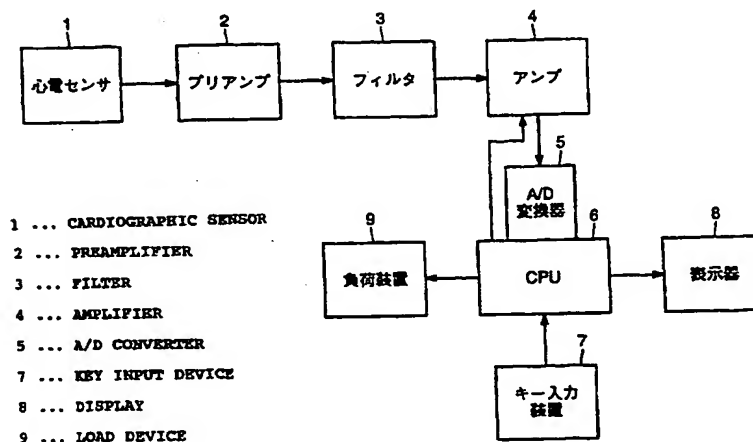
PCT

特許協力条約に基づいて公開された国際出願

<p>(51) 国際特許分類6 A63B 22/06, 24/00, 69/00, A61B 5/04</p>	<p>A1</p>	<p>(11) 国際公開番号 WO99/43392</p> <p>(43) 国際公開日 1999年9月2日(02.09.99)</p>
<p>(21) 国際出願番号 PCT/JP99/00829</p> <p>(22) 国際出願日 1999年2月24日(24.02.99)</p> <p>(30) 優先権データ 特願平10/45705 1998年2月26日(26.02.98) JP 特願平10/46803 1998年2月27日(27.02.98) JP</p> <p>(71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) オムロン株式会社(OMRON CORPORATION)[JP/JP] 〒616-8025 京都府京都市右京区花園土堂町10番地 Kyoto, (JP)</p> <p>(72) 発明者 ; および (75) 発明者 / 出願人 (米国についてののみ) 志賀利一(SHIGA, Toshikazu)[JP/JP] 小林達矢(KOBAYASHI, Tatsuya)[JP/JP] 木下弘美(KINOSHITA, Hiromi)[JP/JP] 吉村 学(YOSHIMURA, Manabu)[JP/JP] 〒616-8025 京都府京都市右京区花園土堂町10番地 オムロン株式会社内 Kyoto, (JP)</p> <p>(74) 代理人 弁理士 深見久郎, 外(FUKAMI, Hisao et al.) 〒530-0054 大阪府大阪市北区南森町2丁目1番29号 住友銀行南森町ビル Osaka, (JP)</p>		<p>(81) 指定国 CN, JP, US, 欧州特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE)</p> <p>添付公開書類 国際調査報告書 補正書</p>

(54)Title: EXERCISE MACHINE, PHYSICAL STRENGTH EVALUATING METHOD, AND PULSATION METER

(54)発明の名称 運動機器、体力評価方法および拍動計



(57) Abstract

In an exercise machine, an electrocardiographic signal is detected by an electrocardiographic sensor (1) at the start of measurement (ST33), load drive is started (ST4), and the heart beat intervals of the cardiographic signal are successively found. The heart beat interval fluctuation (PI(n)%) is calculated by a formula in which the current heart beat interval (RR(n+1)) is subtracted from the previous heart beat interval (RR(n)), the remainder is divided by RR(n), the quotient is multiplied by 100 % (ST5). From 128 pieces of PI data, the entropy is found (ST6), the minimum point of the entropy is found from the change of the entropy in the process (ST8) of gradual increase of the load, and the minimum point is made the anoxic exercise threshold point (ST7). The load on the exercise machine is controlled by using the anoxic exercise threshold.

## (57)要約

運動機器においては、測定開始により心電センサ1により心電信信号を検知し (ST33)、負荷ドライブを開始し(ST4)、心電信信号の心拍間隔を順次求める。次いで心拍間隔ゆらぎPI(n)%を前回心拍のRR間隔RR(n)から今回心拍のRR間隔RR(n+1)を減算し、これをRR(n)で除算して、100%乗じた式で求め(ST5)、このPIの128データ分からエントロピーを算出し(ST6)、負荷漸増の課程(ST8)でエントロピーの変化からエントロピーの極小点を求め、この極小点を無酸素性運動閾値ポイントとする(ST7)。この無酸素性運動閾値を用いて運動機器の負荷を制御する。

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第一頁に掲載されたPCT加盟国を同定するために使用されるコード(参考情報)

AE	アラブ首長国連邦	DM	ドミニカ	KZ	カザフスタン	SD	スーダン
AL	アルバニア	EE	エストニア	LC	セントルシア	SE	スウェーデン
AM	アルメニア	ES	スペイン	LI	リヒテンシュタイン	SG	シンガポール
AT	オーストリア	FI	フィンランド	LK	スリ・ランカ	SI	スロヴェニア
AU	オーストラリア	FR	フランス	LR	リベリア	SK	スロヴァキア
AZ	アゼルバイジャン	GA	ガボン	LS	レソト	SL	シエラ・レオネ
BA	ボスニア・ヘルツェゴビナ	GB	英国	LT	リトアニア	SN	セネガル
BB	バルバドス	GD	グレナダ	LU	ルクセンブルグ	SZ	スワジランド
BE	ベルギー	GE	グルジア	LV	ラトヴィア	TD	チャード
BF	ブルキナ・ファソ	GH	ガーナ	MC	モナコ	TG	トーゴ
BG	ブルガリア	GM	ガンビア	MD	モルドヴァ	TJ	タジキスタン
BJ	ベナン	GN	ギニア	MG	マダガスカル	TZ	タンザニア
BR	ブラジル	GW	ギニア・ビサオ	MK	マケドニア旧ユーゴスラヴィア共和国	TM	トルクメニスタン
BY	ベラルーシ	GR	ギリシャ	ML	マリ	TR	トルコ
CA	カナダ	HR	クロアチア	MN	モンゴル	TT	トリニダード・トバゴ
CF	中央アフリカ	HU	ハンガリー	MR	モーリタニア	UA	ウクライナ
CG	コンゴ	ID	インドネシア	MW	マラウイ	UG	ウガンダ
CH	スイス	IE	アイルランド	MX	メキシコ	US	米国
CI	コートジボアール	IL	イスラエル	NE	ニジェール	UZ	ウズベキスタン
CM	カメルーン	IN	インド	NL	オランダ	VN	ヴェトナム
CN	中国	IS	アイスランド	NO	ノルウェー	YU	ユーゴスラビア
CR	コスタ・リカ	IT	イタリア	NZ	ニュージーランド	ZA	南アフリカ共和国
CU	キューバ	JP	日本	PL	ポーランド	ZW	ジンバブエ
CY	キプロス	KE	ケニア	PT	ポルトガル		
CZ	チェコ	KG	キルギスタン	RO	ルーマニア		
DE	ドイツ	KP	北朝鮮	RU	ロシア		
DK	デンマーク	KR	韓国				

## 明細書

## 運動機器、体力評価方法および拍動計

## 5 技術分野

この発明は、自転車エルゴメータ、トレッドミル、ローイングエルゴメータなどの運動機器、体力評価方法および拍動計に関する。

## 背景技術

- 10 この発明に興味のある、運動レベルを決定する装置および方法がたとえば国際公開第WO 96 / 2 0 6 4 0号公報に開示されている。同公報によれば、トレーニングに従事している人の心拍数をモニタし、その心電図信号からたとえばQRS複合波形を測定してそれによって心拍数を計算し、その心拍数から導かれたスペクトルのパワーに基づいてトレーニング中の人の運動レベルを決定する方法が
- 15 開示されている。

従来の他の運動をしている人の筋持久力測定装置や筋持久力測定方法がたとえば特公平7-38885号公報に開示されている。同公報によれば、運動している人の負荷が心拍数と収縮期血圧との積で算出され、それに基づいて持久力が算出されている。

- 20 従来のトレーニングや運動をしている人の負荷は上記のように測定されてきた。このような方法を用いると運動やトレーニングをしている人の負荷の推定が可能であった。

- 一方で、従来健康の維持増進のために自転車エルゴメータ等の運動機器が市販されている。従来の運動機器としては、年齢、性別等を入力することで、予め統計的に決められた運動強度による運動プログラムを付加するものがあつた。また
- 25 体力レベル評価としては、運動負荷に対する脈拍等の変化等により最大酸素摂取量を推定する方法を採用したものなどがあつた。

ところで、安全かつ効果的運動の手法として、血中乳酸が持続的に増加することなく行なえ得る運動強度の閾値である無酸素性運動閾値（Anaerobic

Threshold、以下、ATと略す場合がある)がある。このATの計測には、従来、採血して乳酸値を計測する侵襲的計測法、呼気ガス分析による呼気の二酸化炭素分圧、酸素分圧変化から求める拘束的手法がある。

- 5 また、従来の体力評価方法としては、運動負荷に対する脈拍数の変化等により、最大酸素摂取量、最大運動強度、最大心拍数などを推定する方法などがあつた。  
しかしながら、上記した従来の運動レベルを決定する装置や運動機器にあつては、

- ① 運動レベル決定装置や方法によって得られたデータは単に生理学的にトレーニングや運動における運動レベルを決定するためだけに用いられており、有効活用されていなかった。

②運動強度の設定が各個人の運動能力に適合しておらず、目的とする運動効果が十分に得られない。

- ③ 各個人の運動能力に適合した運動強度としては、ATが最適とされているが、計測には吸気ガス分析器のような大掛かりな装置が必要であり、計測も高速的であり、実用的に運動機器に搭載することができない。

④ 体力手法として重要な有酸素的運動能力を示すATは、上記③の理由により、運動機器において判定、表示することができない。といった問題点があつた。

- この発明は上記のような問題点に着目してなされたものであつて、運動レベルを簡単容易に、かつ適格に知り得てその値を用いて効果的にトレーニングができる運動機器を提供することを目的とする。

この発明の他の目的は、無酸素性運動閾値を簡単容易に、かつ適格に知り得てその値を用いて効果的にトレーニングができる運動機器を提供することである。

この発明のさらに他の目的は、体力および運動レベルを同時に簡便に知ることができ、かつ自分の運動能力をより詳細に把握でき、適切な運動ができ、しかもなるべく短時間で精度よく、体力および運動レベルを評価し得る運動機器および体力評価方法を提供することを目的とする。

この発明のさらに他の目的は、運動レベルを簡単容易にかつ適格に知り得る心拍計を提供することである。

## 発明の開示

この発明に係る運動機器は、負荷を変化可能な負荷装置と、生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段と、負荷装置の負荷変化に対応する生理信号に基づいて運動レベルを推定する運動レベル推定手段と、推定された運動レベルを用いて前記負荷装置の負荷を制御する手段を備える。

負荷装置の負荷変化に応答する生理信号に基づいて運動レベルを推定して、その運動レベルに近づくよう負荷装置の負荷を制御するため、自分の運動能力に応じた適切な運動が可能な運動機器が提供できる。

好ましくは、運動レベル推定手段は、負荷装置の負荷の変化に対応する生理信号の変化に基づいて運動レベルを推定する。

さらに好ましくは、運動レベル推定手段は運動レベルとして無酸素性運動閾値を推定する。

運動レベル推定手段は運動レベルとして無酸素性運動閾値を推定し、それに基づいて運動機器の負荷を制御するため、より効率よく自分の運動能力に応じた適切な運動が可能な運動機器が提供できる。

この発明のある局面においては、運動レベル推定手段は、検知された各心電信号の心拍間隔のゆらぎを算出する手段と、心拍間隔のゆらぎのパワーを算出する手段と、負荷の増加に対するパワーの変化の収束点を求める手段と備え、収束点に対応する運動負荷を運動レベルと推定する。

心電信号の心拍間隔のゆらぎを算出し、負荷の増加に対するゆらぎのパワーの変化の収束点を求めて運動レベルを推定するため、短時間で精度よく、運動レベルを評価し得る運動機器が提供できる。

この発明の他の局面においては、運動機器は時間とともに負荷を漸増する負荷装置と、心電信号を検知する心電センサと、負荷の漸増過程で検知した心電信号の心拍数を計測する手段と、心電信号の心拍間隔のゆらぎを算出する手段と、心拍数と心拍間隔のゆらぎとに基づいて、運動レベルを推定する運動レベル推定手段と、この運動レベル推定手段で推定された運動レベル前後での負荷変化に対する心拍数変化の傾きにより体力を推定する手段と、推定された体力に近づくよう負荷装置を制御する手段とを含む。

負荷の漸増過程で検知した心電信信号の心拍数を計測し、そのゆらぎを算出して心拍数と心拍間隔のゆらぎとに基づいて運動レベルを推定しこの推定された運動レベルの前後になるよう負荷装置の負荷を制御するため、自分の運動能力をより詳細に把握でき、適切な運動ができる運動機器を提供することができる。

- 5      この発明のさらに他の局面においては、体力評価方法は、負荷装置で負荷を漸増し、その漸増過程で心電センサで漸増する運動負荷で心電信信号を検知し、検知した心電信信号から心拍数と心拍間隔のゆらぎを求め、この心拍数と心拍間隔のゆらぎから体力と運動レベルとを同時に推定する。

- 10      心電センサで漸増する運動負荷での心電信信号を検知し、検知した心電信信号から心拍数と心拍間隔のゆらぎを求めこれらをもとに体力と運動レベルとを同時に推定するため、短時間で精度よく体力、運動レベルとを評価し得る体力評価方法を提供できる。

- 15      この発明のさらに他の局面においては、拍動計は心電にかかる拍動信号を検出する拍動センサと、運動ピッチを漸増するように報知する報知手段と、運動の漸増過程で拍動センサで検知される拍動信号に基づいて運動レベルを推定する運動レベル推定手段と、この運動レベルの推定時の運動ピッチに基づき、ペースメーカーする手段とを備える。

- 20      拍動計で運動漸増過程における拍動信号より、運動レベルを推定し得るので、フィールドでの運動中において運動しながら各個人の運動レベルを簡便に知ることができる。

#### 図面の簡単な説明

図1はこの発明の一実施の形態における自転車エルゴメータの回路構成を示すブロック図である。

- 25      図2は自転車エルゴメータの外観斜視図である。

図3は最大心拍数に対する無酸素性運動閾値の分布を示す図である。

図4は第1実施例における自転車エルゴメータのAT推定の処理動作を説明するためのフローチャートである。

図5A、5Bは運動機器による負荷の漸増と、心拍間隔のゆらぎのエントロピ

一変化を示す図である。

図6はATに応じた運動プログラムの一例を示すフローチャートである。

図7は第2実施例における自転車エルゴメータの処理動作を説明するためのフローチャートである。

5 図8は第2実施例における自転車エルゴメータにおいて、負荷を漸増した場合の心拍数と心拍間隔のゆらぎのエントロピーの関係を示す図である。

図9は第2実施例における自転車エルゴメータにおいて、負荷を漸増した場合の負荷と心拍数の関係を示す図である。

10 図10は第1および第2実施例における自転車エルゴメータで使用される心電センサの1つの装着例を示す図である。

図11は第1実施例における自転車エルゴメータで使用される他の心電センサの例を示す図である。

図12は第1および第2実施例における自転車エルゴメータで使用されるさらに他の心電センサの例を示す例である。

15 図13は第1実施例に係る自転車エルゴメータで使用される脈拍センサの装着例を示す図である。

図14A, 14Bはこの発明の第1実施例に係る自転車エルゴメータで使用される指用血圧計の装着例を示す図である。

20 図15A, 15Bはこの発明の第1実施例に係る自転車エルゴメータで利用される呼吸数検出を説明するための図である。

図16はこの発明が実施されるさらに他の運動機器の例としてトレッドミルを外觀斜視図である。

図17はこの発明が実施される他の運動機器の例としてローイングエルゴメータを示す図である。

25 図18は心拍間隔のゆらぎのパワーを算出して負荷を制御する第2実施例における処理内容を示すフローチャートである。

図19A, 19Bはゆらぎのパワーと負荷の関係を示す図である。

図20は第4実施例における拍動計の構成を示すブロック図である。

図21は第4実施例における心拍計の装着者への装着状態を説明するための図

である。

図 2 2 は第 4 実施例における心拍計の処理動作を説明するためのフローチャートである。

## 5 発明を実施するための最良の形態

以下この発明の実施例を図面を参照して説明する。

### (1) 第 1 実施例

図 1 はこの発明の第 1 実施例に係る運動機器の一例である自転車エルゴメータの回路構成を示すブロック図である。このエルゴメータは、心電信号を検知する心電センサ 1 と、その出力信号を増幅するプリアンプ 2 と、ノイズを除去するためのフィルタ 3 と心電信号をさらに適正なレベルまで増幅するアンプ 4 と、A/D 変換器 5 と、種々の処理を実行する CPU 6 と、キー入力装置 7 と、表示器 8 と、負荷装置（回転負荷） 9 とを備えている。

図 2 はこの実施例に係る自転車エルゴメータの外観斜視図である。図 2 を参照して、自転車エルゴメータはサドル 1 1 と、ハンドル 1 2 と、操作部 1 3 と、ペダル 1 4 と、前脚フレーム 1 5 と、後脚フレーム 1 6 とを含む。操作部 1 3 はキー入力装置 7 と、表示器 8（図 1 参照）とを含む。このエルゴメータでは、被験者（運動者）がサドルに腰掛けてペダル 1 4 を踏み、回転することによって運動を行なう。ペダル 1 4 は運動強度の度合に応じた重みとなるように負荷装置 9 によって負荷が加えられている。負荷が大きいと、ペダル 1 4 を一定数回転するのに、当然多くの運動量を要するのである。心電センサ 1 の電極は、被験者の胸にベルトで装着され、検出した心電信号は無線で操作部 1 3 のその他の回路に送信され、信号が処理される。

図 1 0 はこの心電センサ 1 の装着例を示している。運動者 M の胸に 1 対の電極および送信部を備えたチェストベルト 4 1 が装着されハンドル 1 2 に受信部（図 2 の操作部 1 3 に相当） 4 2 が設けられている。

図 1 1 は自転車エルゴメータで使用される心電センサの他の例を示す図である。ハンドル 1 2 に心電検出用の電極 4 3, 4 4 が設けられている。両手で電極 4 3, 4 4 を握ることにより心電が検出される。電極 4 3, 4 4 はエルゴメータ本体内部

の回路部に接続されている。

図 1 2 は自転車エルゴメータで使用するさらに他の心電センサの例を示している。図 1 2 を参照して、G (グランド)、+ (プラス)、- (マイナス) の 3 個の電極 4 5, 4 6, 4 7 が運動者 M の胸に貼付けられている。有線 4 8 で本体  
5 内の回路部に接続され、心電信号を検出する胸部誘導型のものである。

図 1 3 は自転車エルゴメータで使用する脈拍センサの例を示したもので、運動者 M の耳たぶに脈拍センサ 4 9 を取付け、脈拍を検出する。

従来のエルゴメータ等の運動機器では、運動レベルの一例として、年齢等を入力して決められた最大心拍数 (最大運動強度) に対し、A T ポイントが約 5 5 %  
10 程度にあるという統計データをもとに、減量、体力増強のような運動プログラムが決められていた。

しかし、A T 実測値が最大心拍数の何%であるかを実際に計測したところ、図 3 に示すように、A T はかなりの個人差がある。図 3 は 2 4 人の男子学生につき、最大心拍数を 1 0 0 % とした場合の各人の A T 実測値の分布を示したものである。  
15 それゆえ、従来のように統計的に決められた運動強度での運動プログラムは、各個人には必ずしも最適ではない。

この実施例に係る自転車エルゴメータでは、これまでの最大酸素摂取量 (最大心拍数) のような最大運動強度の推定により示されていた体力レベル表示に加え、運動レベルの一例として、無酸素性運動閾値を心拍ゆらぎにより、同時に推定し、  
20 有酸素運動能力として表示出力するようになっている。

次に、図 4 に示すフローチャートにより、この実施例に係る自転車エルゴメータの処理動作を説明する。キー入力装置 7 からの測定開始キー押下情報が C P U 6 に入力されると、測定を開始する。まず、安静時心電信号を心電センサ 1 で検出し (ステップ S T 1、以下ステップを略す)、この心電センサ 1 からの信号が、  
25 ある一定レベルになるようにキャリブレーション動作を行なう (S T 2)。このキャリブレーション動作は、C P U 6 からの信号でアンプ 4 でゲインを調整することにより行なわれる。

表示器 8 に、「測定開始」を表示し (S T 3)、負荷装置 9 の制御を開始する (S T 4)。負荷装置 9 の負荷として、毎分 1 5 W [ワット] のランプ負荷を与

える。心電信のピーク値検出を行なうことにより、RR間隔データ（心拍の1周期）を算出する。算出されたRRデータによりPI（Percent Index）を算出する（ST5）。ここでPIは、前回の1周期に対する前回と今回の1周期の差の比を%で示したものであり、次式で求められる。

$$PI(n)\% = \{RR(n) - RR(n+1)\} / RR(n) \times 100\%$$

ここでは、このPIを心拍間隔のゆらぎと称している。

このPIデータを128データ分、あるいは2分間ごとの区間で1%刻みでの度数分布を算出し、 $P(i) = f(i) / f$ より、式(1)により、心拍間隔のゆらぎのエントロピーHを算出する（ST6）。

$$H = -\sum_i P(i) \log_2 P(i) \cdots (1)$$

続いて、ATポイントに達したか否かを判別し（ST7）、図5A、5Bに示すように運動量の増加に対し、エントロピーが減少している場合は判定NOで負荷を漸増し（ST8）、その都度PI値およびエントロピー算出を続ける（ST5, ST6）。図5Aに示すように、エントロピー偏極点（極小点）に達すると、この点がATポイントであり、このST7の判定YESで結果が表示器8に表示する（ST9）。結果はATポイントでの心拍数（bPM）、負荷強度（W）、時間（min）などである。結果を表示させた後、負荷を減少させ、クールダウンを行なう（ST10）。1分間のクールダウンの後、負荷を停止し、制御を終了する（ST11）。

この実施の形態に係る自転車エルゴメータでは、簡便にATを知ることができる機能を有している。これにより、たとえば減量、体力増強等の運動プログラムの運動強度設定を行なえば、従来は減量では最大心拍数の65%、体力増強では75%と決められていたものに対し、ATポイントの18%減、あるいは18%増というように運動強度を各個人の運動レベルに適合させることができるようになる。

図6はこの実施例に係る運動機器において、推定されたATから運動強度を決定する処理の一例を示すフローチャートである。ATポイントが推定される（ST21）か、あるいはその人のAT値が既に既知であり、キー入力装置7から入

力される (S T 2 2) と、次に減量プログラムが指定されているかを判定し (S T 2 3)、判定が Y E S の場合は、負荷を A T の 8 2 % とし (S T 2 4)、S T 2 3 で減量プログラムは指定されていない場合はさらに続いて、体力増強プログラムが指定されているかどうかを判定する (S T 2 5)。判定が Y E S であれば、  
5 負荷を A T 1 1 8 % とする (S T 2 6)。S T 2 5 で判定が N O の場合は、さらに次の他の処理に移る。

またこの実施例に係る自転車エルゴメータにおいては、最大心拍数 (運動強度) と A T の両者を簡単に推定することができるので、各個人の A T が最大心拍数 (運動強度) の何 % かを示すことで、統計的平均レベルに対しての有酸素運動能力がどの程度かを知ることができる。この運動機器において、この表示出力機能により、単なる体力レベルだけでなく、有酸素運動能力も表示出力でき、ユーザには、これまで手軽に知ることができなかった有酸素運動能力を簡便に知ることができる。

さらに他の実施例に係るエルゴメータについて説明する。この実施例に係る自転車エルゴメータでは、回路構成は図 1 に示すものと同様であるが、これまでの最大酸素摂取量 (最大心拍数) のような最大運動強度の推定により示されていた体力レベルの表示に加え、A T を心拍間隔のゆらぎにより同時に推定し、有酸素運動能力として表示出力するようになっている。

この実施例に係る運動機器の全体動作を図 7 に示すフローチャートにより説明する。動作がスタートすると、まず年齢、性別等の個人データがキー入力装置 7 により入力される (S T 3 1)。次に、A T のみの推定か否かが判断される (S T 3 2)。キー入力装置 7 から A T のみの指定がなされており、A T のみの判定の場合には、安静時のゆらぎエントロピーが算出され (S T 3 3)。このエントロピーレベルが 2. 0 未満の場合は A T 推定不能として推定が終了する (S T 3 5)。このように、エントロピーレベルが 2. 0 未満の場合に推定終了とするのは、被験者によって安静時から心拍ゆらぎがなく、エントロピーが低く運動負荷テストを行なっても A T 判定が困難と想定される被験者に対しては、予め A T 推定不可能とし不必要な運動をさせることを防ぐためである。

心拍ゆらぎエントロピーが 2 以上、あるいは A T および体力の両者を推定する

被験者は、安静時の心拍数を計測して（ST 36）、運動負荷テストを行なう。

この際、運動負荷パターンは個人データから負荷初期値を求め、たとえば漸増するランプ負荷が用いられる（ST 37, ST 38）。つまり、個人の体力レベルが異なるのにもかかわらず、同一のパターンを用いることは非効率なので、年齢、性別等の個人データにより、体力レベルが高い被験者には、初期値として運動負荷レベルを高くし、負荷の漸増速度も高く設定される。もともと、推定精度を維持するため、この場合あるレベル以上、たとえば40W/分以上の負荷漸増速度は適用しない。

運動負荷テスト終了後、体力およびATレベルが推定される（ST 39）。続いてAT推定が可であったか否かを判断し（ST 40）、AT推定不可能の場合は、推定された体力レベル（最大心拍数）から統計的なATレベル、たとえば最大心拍数の55%によりATを推定し（ST 41）、体力レベルとともに出力する（ST 42）。ST 40においてAT推定可の場合にも、同様に体力レベルとともに判定したATレベルを出力する（ST 42）。

上記した体力テスト、ATテストは以下のようにして行なう。ATは、運動負荷テストにより得られた心拍間隔データより図8に示すように心拍数と心拍間隔ゆらぎエントロピーとの関係を求め、エントロピー最小点での心拍数として算出される。

心拍間隔ゆらぎエントロピーはまずRRデータおよび次の式（2）を用いてPIを算出する。

$$PI(n)\% = \{RR(n) - RR(n+1)\} / R(n) \times 100 \dots (2)$$

このPIデータを128個、あるいは2分間ごとの区間で1%刻みの度数分布を算出し、 $P(i) = f_i / f$ を求め、エントロピーHを図4の説明で使した式（1）の式により算出する。

次に、最大運動強度に対応する体力レベルは、上記推定されたATでの心拍数を中心に、ある設定された範囲、たとえば±20拍での運動負荷レベル（W）に対する心拍数変化の傾斜を、図9に示すように求めることにより推定する。また、AT推定できなかった場合は、 $\{(220 - \text{年齢}) - \text{安静時心拍数}\} \times 0.55 + \text{安静時心拍数}$ によって決定される指数を中心に±20拍の範囲で同様の推定を

行なう。

以上のように、運動負荷テストによる心電信信号からATおよび体力を同時にかつなるべく短時間で効率的に推定できる。

5       なお、上記各実施例において、生理信号として心電信信号を心電センサで測定し、心拍のゆらぎを用いるものについて説明したが、生理信号として、心電信信号に代えてDP (Double Product) (血圧×心拍数) や呼吸数を用いてもよい。運動中の血圧は、たとえば図14A、14Bに示すように指用血圧計のカフ50を自転車エルゴメータのハンドル12に接することにより測定できる。図14Bにおいて、51は空気チューブおよび脈波信号線である。心拍数はもちろん上記した各種の心電センサによって計測できる。また、呼吸数の測定は、図15A、15B  
10       に示すように、運動者Mの鼻にサーミスタ53を装着することによって行なう。たとえば、鼻穴を広げるテープ54などでサーミスタ53を保持し(図15B参照)、呼吸による温度変化を検出することによって呼吸数を計測できる。

15       また、上記各実施例で負荷を変化可能な負荷装置として、自転車エルゴメータを用いたが、これに代えて図16に示すトレッドミルや図17に示すローイングエルゴメータ等にも本発明は適用できる。

20       図16において、21は走行ベルトであり、22は表示部、キー入力部等を有する操作部で、電源スイッチ23をオンすると、内蔵するモータによって走行ベルト21が移動する。運動者はこの走行ベルト21上に乗り、走行ベルトの速度を合わせランニングする。このトレッドミルにおいて、モータの回転数、あるいは走行ベルトの傾斜角を変化させることにより、負荷を変化させることができる。

25       図17に示すローイングエルゴメータはシート31とレール32と電源スイッチ33とフットレスト34とバー35と操作パネル36とを有する。シート31に運動者が座り、ロープ付のバー35を手元まで引張ると、再度元の位置に戻し、これを繰返す。内蔵の負荷力を感じながら運動を行なう。このローイングエルゴメータでも、バーの元位置に復帰しようとする引張力を変化させることにより、負荷を変化させることができる。

## (2) 第2実施例

以下この発明の第2実施例について説明する。第2実施例においては、無酸素

性運動閾値を心拍間隔のゆらぎのパワーを用いて推定する。第2実施例においても、使用される自転車エルゴメータや被験者から得られるデータについては第1実施例と同様である。

図18は第2実施例における心電信信号処理の処理内容を示すフローチャートである。図18を参照して、この実施例においては、まず安静時の心電信信号の検出を行なう(ST51)。次いでキャリブレーションを行ない、測定開始を表示して負荷の制御を開始する(ST52～ST54)。ここまでは第1実施例と同様である。

第2実施例においては、心電センサ1からの心電信信号のピーク検出を行ない、RR間隔データ(心拍の1周期)を算出する。そしてRR間隔データをもとに以下の式(3)を用いてパワー(power)を算出する。

$$\text{power}(n) [\text{ms}^2] = \{ \text{RR}(n-1) - \text{RR}(n) \}^2 \dots (3)$$

すなわちパワーは前回のRR間隔と今回のRR間隔の差を二乗したものである。ここでこのパワーを心拍間隔のゆらぎのパワーと称する。このパワーデータの30秒間の平均値を15秒間で検出したものを運動レベルの一例としての無酸素性運動閾値の推定に用いている。

次いでST56でATポイントに達したか否かを判別する。図19A、19Bはゆらぎのパワーと負荷との時間による変化の割合を示す図である。図19A、図19Bに示すように、運動負荷の増加に伴いゆらぎのパワーは減少し収束する。このゆらぎのパワーの変動曲線の収束点がATポイントである。ここでは、ゆらぎのパワーが予め定めた基底値を下回り、かつ前回のパワー値との差( $\text{power}(n-1) - \text{power}(n)$ : ゆらぎパワーの変動曲線の傾き)が予め定めた基準値以下に達した場合収束点と判断する。

ATポイントが得られるまで負荷が増加される(ST57)。無酸素性運動閾値ポイントに達すると(ST56でYES)、その結果が表示され、負荷が減少されて負荷の制御が終了する(ST58～ST60)。ここも第1の実施例と同様である。

### (3) 第3実施例

次にこの発明の第3実施例について説明する。上記した第1または第2のいずれ

れかの方法によって検出した無酸素性運動閾値出現時の負荷から酸素摂取量を求め、これを用いて運動の負荷を制御してもよい。この酸素摂取量の算出には、換算式によりAT出現時の負荷から酸素摂取量（VO<sub>2</sub>）を算出し、体重1キログラム当りのVO<sub>2</sub>を求める。

- 5      たとえば、体重70kgの人が自転車エルゴメータ運動の100WでATが出現した場合は次の式（4）で酸素摂取量を求める。

$$\text{VO}_2 (\text{ml/kg/min}) = \text{負荷 (W)} \div 0.232 \times 14.3 \div 5.0 \div \text{体重 (kg)} \cdots (4)$$

- 10      ここで、0.232は自転車エルゴメータの運動効率が23.2%であることを示し、14.3は、1ワット=14.3cal/分の換算係数であり、5.0は1リットルの酸素消費量で5.0kcal消費するという換算係数である。演算結果は次のようになる。

$$\text{VO}_2 (\text{ml/kg/min}) = 100 \div 0.232 \times 14.3 \div 5.0 \div 70 = 17.6$$

- 15      これは、無酸素性運動閾値時のVO<sub>2</sub>が17.6（ml/kg/min）となることを示す。

一般に健常者でのATは、最大酸素摂取量（VO<sub>2max</sub>）の約55%で出現することから、各年齢でのVO<sub>2max</sub>の標準値の55%を無酸素性運動閾値の標準値として体力測定を行なう。

#### 20      （4） 第4実施例

次にこの発明の第4実施例について説明する。第4実施例においては、第1～第3実施例で述べた運動レベルの一例としての無酸素性運動閾値の検出方法が心拍計等の拍動計に適用される。

- 25      この実施例に係る心拍計の構成を図20に示す。図20を参照して、この実施例に係る心拍計は、心拍センサ61と、この心拍センサ61で検出された心拍信号を増幅するプリアンプ62と、ノイズを除去するフィルタ63と、増幅・フィルタリングされた心拍信号をさらに増幅するアンプ64と、A/D変換器65と、無酸素性運動閾値を推定する等の種々の処理を実行するCPU66と、キー入力装置67と、表示器68と、メモリ69と報知器70とを備えている。

この実施例に係る心拍計では、心拍がATレベルに達すると報知器70によって無酸素性運動閾値レベルであることを報知する。また、同様に表示器68によって無酸素性運動閾値レベルであることが表示される。さらに、表示器68、報知器70によって無酸素性運動閾値レベルでの運動のペースを指示する。また、  
5 無酸素性運動閾値を基準に設定されたターゲットゾーンでの運動時間と、この範囲より強いあるいは弱い運動強度での運動時間を算出し、表示器68によって表示する。またそれぞれの運動時間をメモリ69に貯える。

図21はこの実施例に係る心拍計の装着例を示す。この心拍計は筐体71と腕時計式の本体72とからなり、筐体71には心電電極73と送信部74とを備え、  
10 本体72は送信されてくる心拍信号を受信する。回路としては、図20に示した回路のプリアンプ62からA/D変換器65の間のいずれかに送信部、受信部を設けることになる。本体72は腕時計式のものであるが、運動形態によっては、本体は操作パネル等を有する箱体であってもよい。

次にこの実施の形態に係る心拍計の処理動作を図22に示すフローチャートにより説明する。キー入力装置7からCPU6に開始キー押下情報が入力されると、  
15 測定が開始され、まずATモードか否かが判定される(ST71)。この判定でAT入力モードであるなら、以前に測定したATピッチなどを入力するか、またはメモリ69から読出す(ST77)。そして、その後ST76移行の処理を実行する。ST76以降の処理については後述する。

ST71において、AT入力モードではなく、AT推定を行なう場合には、まず  
20 安静状態を報知器70により指示し、安静時心拍データをCPU66に入力する。このとき、心拍センサ61からの信号がある一定レベルになるようにキャリブレーションを行なう(ST72)。

次に報知器70により歩行に相当するピッチで運動させる。このときの心拍データをCPU6に取込む。そして、無酸素性運動閾値を推定する(ST73)。  
25 この無酸素性運動閾値の推定はピッチを漸増させ、心拍データをCPU66に取込み、RR間隔データを抽出し、PIを算出する。ここでPIは上記した式(2)で求める。

このPIデータを128データ分、あるいは2分間ごとの区間で1%刻みでの

度数分布を算出し、 $P(i) = f(i) / f$ より上記した第1実施例と同様に式2に従ってエントロピーの極小点を検出し無酸素性運動閾値推定を行なう（ST73，ST74）。

5 このときの心拍数をAT心拍数、ピッチをATピッチとしてメモリ69に記憶するとともに、表示器68で表示し、報知器70で報知する（ST75）。

次にATピッチで運動ペースメークを行ない、表示器68および報知器70によって運動のペースを指示する（ST76）。そして、ATピッチを基準に設定したターゲットゾーンでの運動時間およびこの範囲より強いあるいは弱い運動強度であるかを判定する（ST78）。この判定に応じ、それぞれ「適正」を表示  
10 （ST79）、「強い」を表示（ST80）、「弱い」を表示（ST81）し、それぞれの運動強度での運動時間をメモリ69に記憶するとともに表示器68に表示する（ST82）。これは表示器68に表示するかまたはメモリ69に記憶するのかのいずれかのみを行ってもよい。

15 なお、図21に示した心拍計の心拍センサ61に代えて、脈拍センサ61aを用いれば脈拍計となり、心拍計と同様の拍動計として適用できる。

また第4実施例においてはエントロピを用いて無酸素性運動閾値の検出を行ったが、これに限らず、第2または第3実施例を用いて無酸素性運動閾値の検出を行ってもよい。

20 また、上記実施例では、運動レベルとして無酸素性運動閾値を用いて説明したが、これに限らず、負荷装置の負荷の変化に対応した生理信号の変化に基づいた他のデータを用いて運動レベルを求めてもよいのは言うまでもない。

#### 産業上の利用可能性

25 以上のように、この発明に係る運動機器は負荷装置の負荷変化に応答する心電信号に基づいて無酸素性運動閾値を推定し、その推定値をもとに負荷を制御するため、それぞれの体力に応じた適正な運動を行なうことができる運動機器が提供できる。

## 請求の範囲

1. 負荷を変化可能な負荷装置と、  
生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段と、  
5 前記負荷装置の負荷変化に対応する生理信号に基づいて運動レベルを推定する運動レベル推定手段と、  
前記推定された運動レベルを用いて前記負荷装置の負荷を変化させる、運動機器。
2. 前記運動レベル推定手段は、前記負荷装置の負荷の変化に対応する前記生理信号の変化に基づいて運動レベルを推定する、請求項 1 に記載の運動機器。
- 10 3. 前記運動レベル推定手段は前記運動レベルとして無酸素性運動閾値を推定する、請求項 2 に記載の運動機器。
4. 前記負荷装置は時間とともに負荷を漸増し得るものであり、  
前記生理信号測定手段は心電信信号を検知する心電センサであり、  
15 前記運動レベル推定手段は前記負荷の漸増課程で検知された心電信信号に基づいて運動レベルを推定する、請求項 1～3 のいずれかに記載の運動機器。
5. 前記心電センサはグリップ部に設けられた電極により心電信信号を検出する、請求項 4 に記載の運動機器。
6. 前記心電センサは、チェストベルトに 1 対の電極と送信部を備えるものである、請求項 4 に記載の運動機器。
- 20 7. 前記心電センサは、電極が粘着手段により運動者の胸部に貼付される胸部誘導式のものである、請求項 4 に記載の運動機器。
8. 前記運動レベル推定手段は、検知された各心電信信号の心拍間隔のゆらぎに基づいて、前記無酸素性運動閾値を推定する、請求項 4 に記載の運動機器。
- 25 9. 前記運動レベル推定手段は、検知された各心電信信号の心拍間隔のゆらぎを算出する手段と、心拍間隔のゆらぎのエントロピーを算出する手段と、負荷の増加に対するエントロピーの変化特性の極小点を求める手段とを備え、極小点に対応する負荷を無酸素性運動閾値と推定する、請求項 4 に記載の運動機器。
10. 前記生理信号測定手段は、血圧測定手段と心電センサであり、前記運動レ

ベル推定手段は、血圧×心拍数により運動レベルを推定する、請求項1～3のいずれかに記載の運動機器。

5 1 1. 前記生理信号測定手段は呼吸センサであり、前記運動レベル推定手段は、呼吸数に基づいて運動レベルを推定する、請求項1～3のいずれかに記載の運動機器。

1 2. 前記運動レベル推定手段は、検出された各心電信号の心拍間隔のゆらぎを算出する手段と、心拍間隔のゆらぎのパワーを算出する手段と、負荷の増加に対するパワーの変化の収束点を求める手段とを備え、前記収束点に対応する運動負荷を運動レベルと推定する、請求項4に記載の運動機器。

10 1 3. 運動レベルを入力する手段を備え、前記負荷装置の負荷を変化する手段は、前記入力された運動レベルに基づいても運動レベルを決定し得る、請求項1～4のいずれかに記載の運動機器。

1 4. 前記運動レベルを基準にして運動プログラムを決定する手段と、決定された運動プログラムを出力する手段とを備えた、請求項1～4のいずれかに記載の運動機器。

15 1 5. 前記運動プログラムによって運動を進めるようピッチあるいは負荷を変動させる、請求項14に記載の運動機器。

1 6. 推定された運動レベルレベルが最大心拍数の何%かにより、有酸素能力評価を行なう、請求項1～4および13～15のいずれかに記載の運動機器。

20 1 7. 時間とともに負荷を漸増する負荷装置と、  
心電信号を検出する心電センサと、前記負荷の漸増課程で検知した心電信号を計測する手段と、

心電信号の心拍間隔のゆらぎを算出する手段と、

25 前記心拍数と前記心拍間隔のゆらぎとに基づいて運動レベルを推定する運動レベル推定手段と、

推定された運動レベルに基づいて負荷装置の負荷を制御する手段とを備えた、運動機器。

1 8. 前記運動レベルは無酸素性運動閾値である、請求項17に記載の運動機器。

1 9. 前記推定された運動レベルレベルでの酸素摂取量推定値により、有酸素能

力評価を行なう、請求項 1～4、13～15 のいずれかに記載の運動機器。

20. 時間とともに負荷を漸増する負荷装置と、

心電信信号を検出する心電センサと、

前記負荷の漸増課程で検知した心電信信号の心拍数を計測する手段と、

5 心電信信号の心拍間隔のゆらぎを算出する手段と、

前記心拍数と前記心拍間隔のゆらぎとに基づいて、運動レベルを推定する運動レベル推定手段と、

前記推定された運動レベルの前後での負荷変化に対する心拍数変化の傾きにより、体力を推定する手段とを備えた、運動機器。

10 21. 前記運動レベルは無酸素性運動閾値である、請求項 20 に記載の運動機器。

22. 前記運動レベル推定手段で、心拍間隔のゆらぎに基づく運動レベルの推定ができなかった場合に、他の生理情報または被験者の身体情報に基づいて推定した運動レベルを出力する、請求項 21 に記載の運動機器。

15 23. 安静時に、前記心拍間隔のゆらぎの度合に応じて、運動レベルの推定を実施するか否かを判別する判別手段を備えた、請求項 17～20 のいずれかに記載の運動機器。

24. 前記運動レベル推定手段は、年齢、性別等の個人データにより算出された運動負荷初期値に基づく運動負荷試験を行なう、請求項 17～20 のいずれかに記載の運動機器。

20 25. 前記運動レベル推定手段は、前記負荷装置における負荷の漸増があるスピード以下でなされる課程で運動レベルの推定を行なう、請求項 17～20 または請求項 24 のいずれかに記載の運動機器。

26. 負荷装置で負荷を漸増するステップと、

前記漸増課程で心電センサを用いて漸増する運動負荷で心電信信号を検知するス

25 テップと、

前記検知した心電信信号から心拍数と心拍間隔のゆらぎを求めるステップと、前記求められた心拍数と心拍間隔のゆらぎから体力と運動レベルとを同時に推定するステップとを含む、体力評価方法。

27. 前記運動レベルは無酸素性運動閾値である、請求項 26 に記載の体力測定

方法。

28. 心電にかかる拍動信号を検出する拍動センサと、

運動ピッチを漸増するように報知する報知手段と、

運動の漸増過程で拍動センサで検知される拍動信号に基づいて運動レベルを推

5 定する運動レベル推定手段と、

前記運動レベルの推定時の運動ピッチに基づき、ペースメークする手段とを備える、拍動計。

29. 前記運動レベル推定手段は、前記拍動信号の変化に基づいて運動レベルを推定する、請求項28に記載の拍動計。

10 30. 前記推定される運動レベルは無酸素性運動閾値である、請求項29に記載の拍動計。

31. 前記運動レベルは入力手段によっても入力しうる、請求項28～30のいずれかに記載の拍動計。

15 32. 前記運動レベル推定手段は、拍動間隔のゆらぎに基づいて、運動レベルを推定する、請求項28～30のいずれかに記載の拍動計。

33. 前記運動レベル推定手段は、検知された各拍動信号の拍動間隔のゆらぎを算出する手段と、拍動間隔のゆらぎのエントロピーを算出する手段と、運動の増加に対するエントロピーの変化特性の極小点を求める手段を備え、極小点に対応する負荷を運動レベルと推定する、請求項28～30のいずれかに記載の拍動計。

20 34. 前記運動レベル推定手段による推定時に、その旨を報知する報知手段を備えた、請求項28～30、32および33のいずれかに記載の拍動計。

35. 前記推定した運動レベルを表示のために出力する、請求項28～33のいずれかに記載の拍動計。

25 36. 前記運動の漸増により運動レベルに達したら、このレベルに応じて、運動のペースを指示する手段を備えた、請求項28～35のいずれかに記載の拍動計。

37. 前記運動レベルを基準に設定されたターゲットゾーンでの運動時間、このゾーンより強いあるいは弱い運動強度での運動時間を算出する手段と、その運動時間を表示する手段および/または、その運動時間を記憶する手段とを備えた、請求項28～36のいずれかに記載の拍動計。

38. 前記運動レベル推定手段は、検出された各心電信号の心拍間隔のゆらぎを算出する手段と、心拍間隔のゆらぎのパワーを算出する手段と、負荷の増加に対するパワーの変化の収束点を求める手段とを備え、前記収束点に対応する運動負荷を運動レベルと推定する、請求項28～30のいずれかに記載の運動機器。

## 補正書の請求の範囲

[1999年6月25日(25.06.99)国際事務局受理:出願当初の請求の範囲1-7及び10,13は取り下げられた;出願当初の請求の範囲8,9,11,12,14,16,19,23-25及び31-38は補正された;他の請求の範囲は変更なし。(5頁)]

1. (削除)
2. (削除)
- 5 3. (削除)
4. (削除)
5. (削除)
6. (削除)
7. (削除)
- 10 8. (補正後) 負荷を変化可能な負荷装置と、  
生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段と、  
前記負荷装置の負荷変化に対応する生理信号に基づいて運動レベルを推定する  
運動レベル推定手段と、  
前記推定された運動レベルを用いて前記負荷装置の負荷を変化させる変化手段  
15 とを含み、  
前記負荷装置は時間とともに負荷を漸増し得るものであり、  
前記生理信号測定手段は心電信信号を検知する心電センサであり、  
前記運動レベル推定手段は前記負荷の漸増課程で検知された心電信信号に基づいて運動レベルを推定し、  
20 前記運動レベル推定手段は、検知された各心電信信号の心拍間隔のゆらぎに基づいて、前記運動レベルとして無酸素性運動閾値を推定する、運動機器。  
9. (補正後) 前記運動レベル推定手段は、検知された各心電信信号の心拍間隔のゆらぎを算出する手段と、心拍間隔のゆらぎのエントロピーを算出する手段と、  
負荷の増加に対するエントロピーの変化特性の極小点を求める手段とを備え、極  
25 小点に対応する負荷を無酸素性運動閾値と推定する、請求項8に記載の運動機器。  
10. (削除)
11. (補正後) 負荷を変化可能な負荷装置と、  
生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段と、  
前記負荷装置の負荷変化に対応する生理信号に基づいて運動レベルを推定する

運動レベル推定手段と、

前記推定された運動レベルを用いて前記負荷装置の負荷を変化させる変化手段とを含み、

- 5 前記運動レベル推定手段は、前記負荷装置の負荷の変化に対応する前記生理信号の変化に基づいて運動レベルを推定し、

前記生理信号測定手段は呼吸センサであり、前記運動レベル推定手段は、呼吸数に基づいて運動レベルを推定する、運動機器。

- 1 2. (補正後) 負荷を変化可能な負荷装置と、

生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段と、

- 10 前記負荷装置の負荷変化に対応する生理信号に基づいて運動レベルを推定する運動レベル推定手段と、

前記推定された運動レベルを用いて前記負荷装置の負荷を変化させる変化手段とを含み、

前記負荷装置は時間とともに負荷を漸増し得るものであり、

- 15 前記生理信号測定手段は心電信信号を検知する心電センサであり、

前記運動レベル推定手段は前記負荷の漸増課程で検知された心電信信号に基づいて運動レベルを推定し、

- 20 前記運動レベル推定手段は、検出された各心電信信号の心拍間隔のゆらぎを算出する手段と、心拍間隔のゆらぎのパワーを算出する手段と、負荷の増加に対するパワーの変化の収束点を求める手段とを備え、前記収束点に対応する運動負荷を運動レベルと推定する、運動機器。

- 1 3. (削除)

- 1 4. (補正後) 負荷を変化可能な負荷装置と、

生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段と、

- 25 前記負荷装置の負荷変化に対応する生理信号に基づいて運動レベルを推定する運動レベル推定手段と、

前記推定された運動レベルを用いて前記負荷装置の負荷を変化させる変化手段と、

前記運動レベルを基準にして運動プログラムを決定する手段と、

決定された運動プログラムを出力する手段とを備えた、運動機器。

15. 前記運動プログラムによって運動を進めるようピッチあるいは負荷を変動させる、請求項14に記載の運動機器。

16. (補正後) 負荷を変化可能な負荷装置と、

5 生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段と、

前記負荷装置の負荷変化に対応する生理信号に基づいて運動レベルを推定する運動レベル推定手段と、

前記推定された運動レベルを用いて前記負荷装置の負荷を変化させる変化手段とを含み、

10 前記運動レベル推定手段は推定された運動レベルが最大心拍数の何%かにより有酸素能力を評価し、前記評価された有酸素能力を出力表示する運動機器。

17. 時間とともに負荷を漸増する負荷装置と、

心電信号を検出する心電センサと、前記負荷の漸増課程で検知した心電信号を計測する手段と、

15 心電信号の心拍間隔のゆらぎを算出する手段と、

前記心拍数と前記心拍間隔のゆらぎとに基づいて運動レベルを推定する運動レベル推定手段と、

推定された運動レベルに基づいて負荷装置の負荷を制御する手段とを備えた、運動機器。

20 18. 前記運動レベルは無酸素性運動閾値である、請求項17に記載の運動機器。

19. (補正後) 前記推定された運動レベルでの酸素摂取量推定値により、有酸素能力評価を行なう、請求項14に記載の運動機器。

20. 時間とともに負荷を漸増する負荷装置と、

心電信号を検出する心電センサと、

25 前記負荷の漸増課程で検知した心電信号の心拍数を計測する手段と、

心電信号の心拍間隔のゆらぎを算出する手段と、

前記心拍数と前記心拍間隔のゆらぎとに基づいて、運動レベルを推定する運動レベル推定手段と、

前記推定された運動レベルの前後での負荷変化に対する心拍数変化の傾きによ

り、体力を推定する手段とを備えた、運動機器。

21. 前記運動レベルは無酸素性運動閾値である、請求項20に記載の運動機器。

22. 前記運動レベル推定手段で、心拍間隔のゆらぎに基づく運動レベルの推定ができなかった場合に、他の生理情報または被験者の身体情報に基づいて推定した運動レベルを出力する、請求項21に記載の運動機器。

5 23. (補正後) 安静時に、前記心拍間隔のゆらぎの度合に応じて、運動レベルの推定を実施するか否かを判別する判別手段を備えた、請求項17に記載の運動機器。

10 24. (補正後) 前記運動レベル推定手段は、年齢、性別等の個人データにより算出された運動負荷初期値に基づく運動負荷試験を行なう、請求項17に記載の運動機器。

25. (補正後) 前記運動レベル推定手段は、前記負荷装置における負荷の漸増があるスピード以下でなされる課程で運動レベルの推定を行なう、請求項17に記載の運動機器。

15 26. 負荷装置で負荷を漸増するステップと、  
前記漸増課程で心電センサを用いて漸増する運動負荷で心電信号を検知するステップと、

20 前記検知した心電信号から心拍数と心拍間隔のゆらぎを求めるステップと、前記求められた心拍数と心拍間隔のゆらぎから体力と運動レベルとを同時に推定するステップとを含む、体力評価方法。

27. 前記運動レベルは無酸素性運動閾値である、請求項26に記載の体力測定方法。

28. 心電にかかる拍動信号を検出する拍動センサと、

運動ピッチを漸増するように報知する報知手段と、

25 運動の漸増過程で拍動センサで検知される拍動信号に基づいて運動レベルを推定する運動レベル推定手段と、

前記運動レベルの推定時の運動ピッチに基づき、ペースメークする手段とを備える、拍動計。

29. 前記運動レベル推定手段は、前記拍動信号の変化に基づいて運動レベルを

推定する、請求項 28 に記載の拍動計。

30. 前記推定される運動レベルは無酸素性運動閾値である、請求項 29 に記載の拍動計。

5 31. (補正後) 前記運動レベルは入力手段によっても入力しうる、請求項 28 に記載の拍動計。

32. (補正後) 前記運動レベル推定手段は、拍動間隔のゆらぎに基づいて、運動レベルを推定する、請求項 28 に記載の拍動計。

10 33. (補正後) 前記運動レベル推定手段は、検知された各拍動信号の拍動間隔のゆらぎを算出する手段と、拍動間隔のゆらぎのエントロピーを算出する手段と、運動の増加に対するエントロピーの変化特性の極小点を求める手段を備え、極小点に対応する負荷を運動レベルと推定する、請求項 28 に記載の拍動計。

34. (補正後) 前記運動レベル推定手段による推定時に、その旨を報知する報知手段を備えた、請求項 28 に記載の拍動計。

15 35. (補正後) 前記推定した運動レベルを表示のために出力する、請求項 28 に記載の拍動計。

36. (補正後) 前記運動の漸増により運動レベルに達したら、このレベルに応じて、運動のペースを指示する手段を備えた、請求項 28 に記載の拍動計。

20 37. (補正後) 前記運動レベルを基準に設定されたターゲットゾーンでの運動時間、このゾーンより強いあるいは弱い運動強度での運動時間を算出する手段と、その運動時間を表示する手段および/または、その運動時間を記憶する手段とを備えた、請求項 28 に記載の拍動計。

25 38. (補正後) 前記運動レベル推定手段は、検出された各心電信号の心拍間隔のゆらぎを算出する手段と、心拍間隔のゆらぎのパワーを算出する手段と、負荷の増加に対するパワーの変化の収束点を求める手段とを備え、前記収束点に対応する運動負荷を運動レベルと推定する、請求項 28 に記載の運動機器。

FIG.1

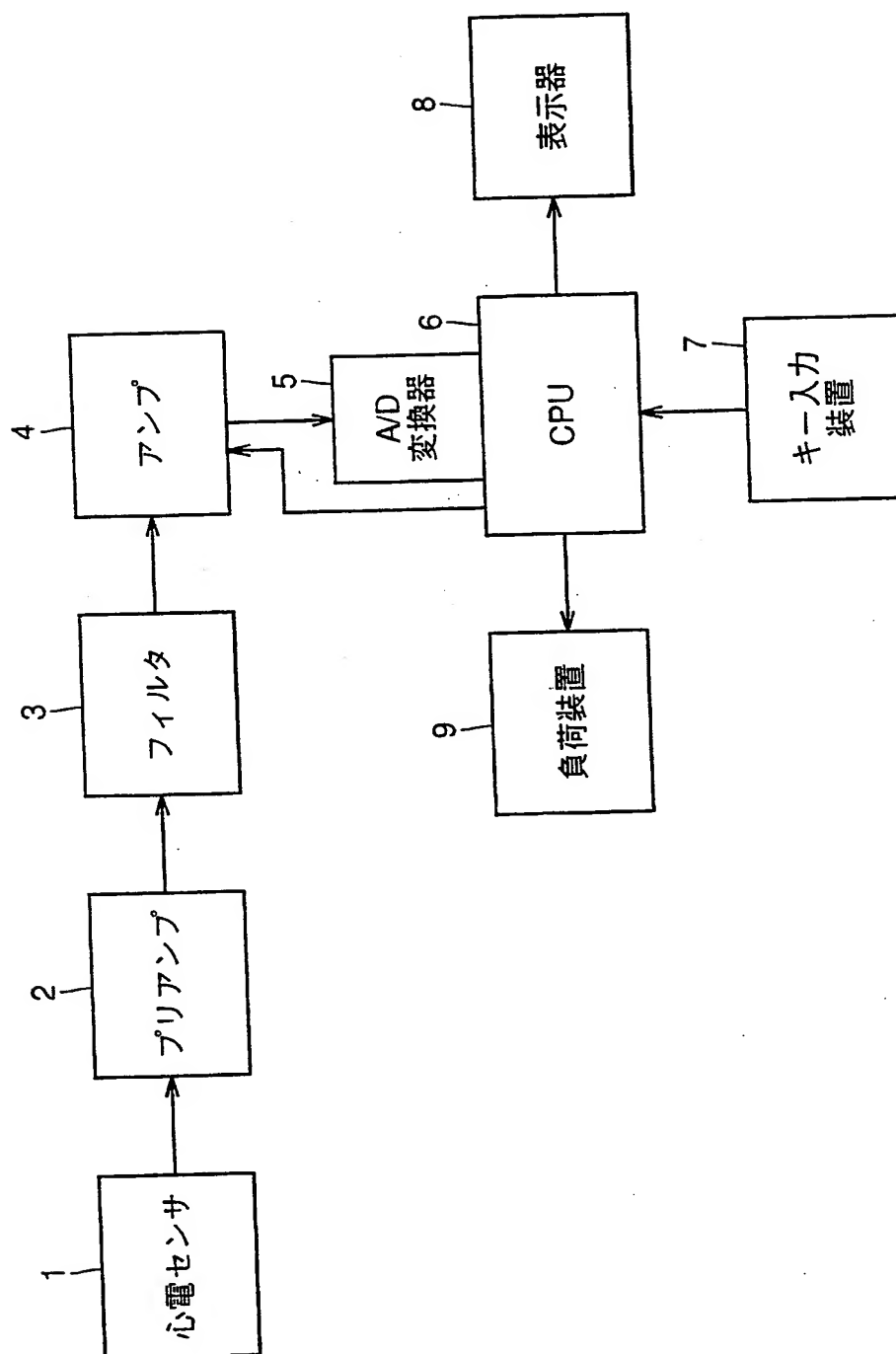


FIG.2

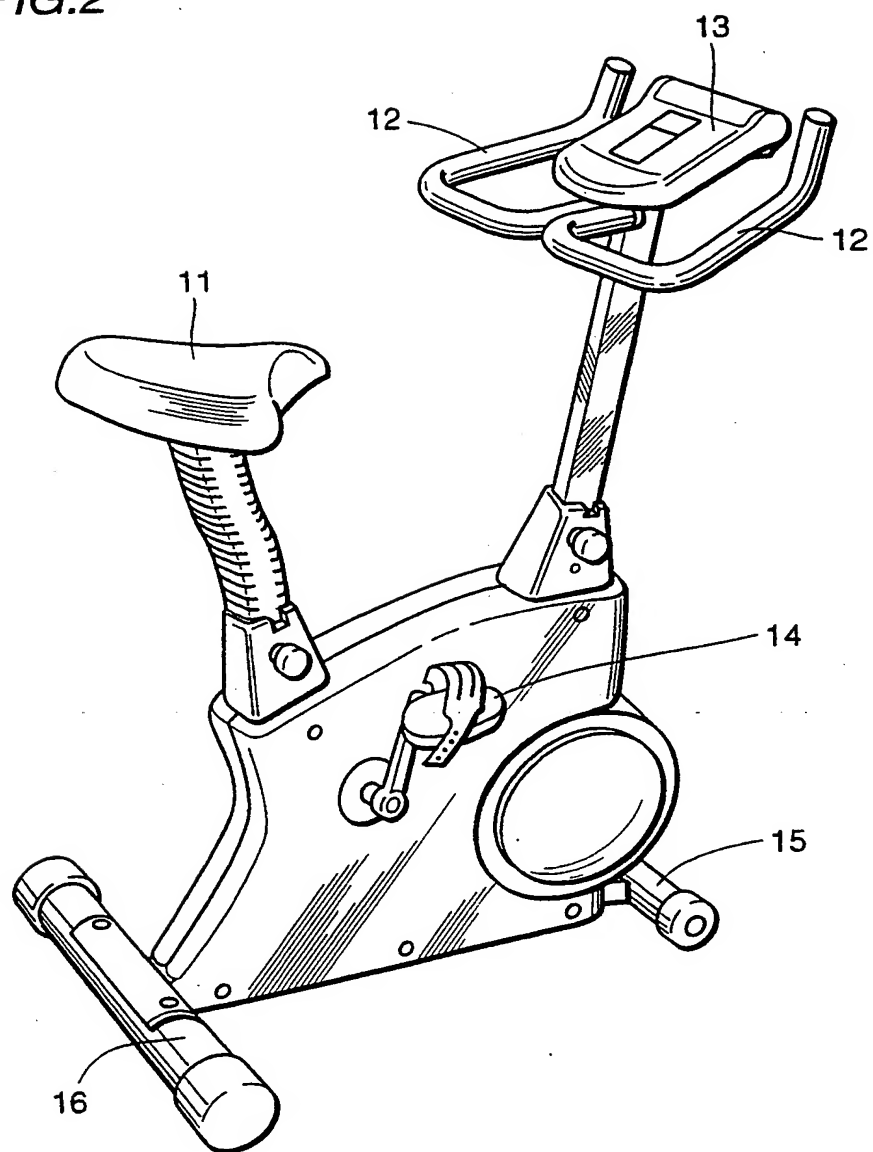


FIG.3

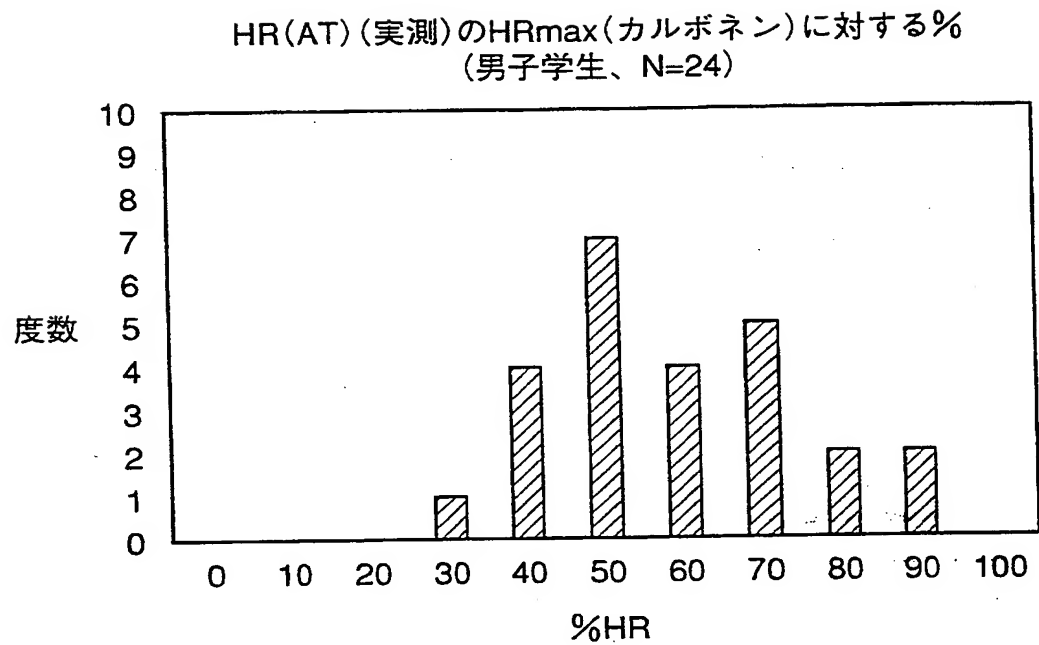


FIG.4

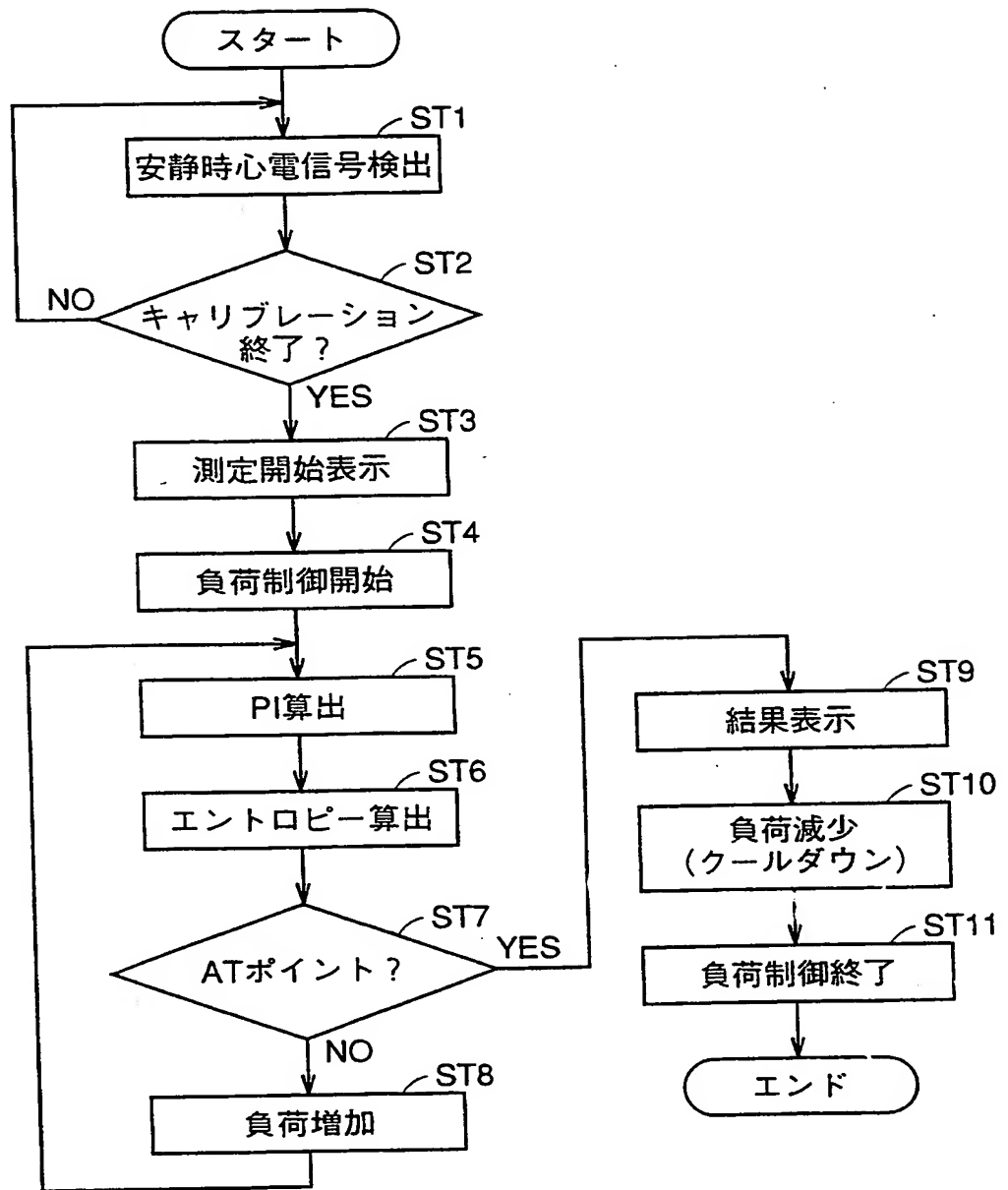


FIG.5A

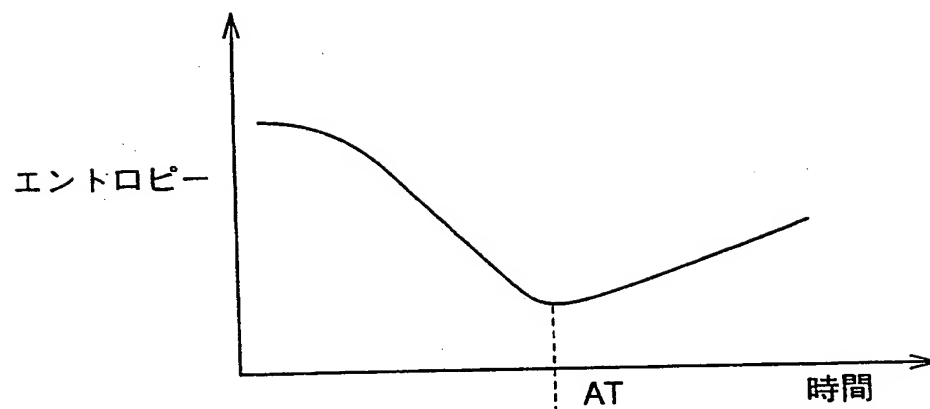


FIG.5B

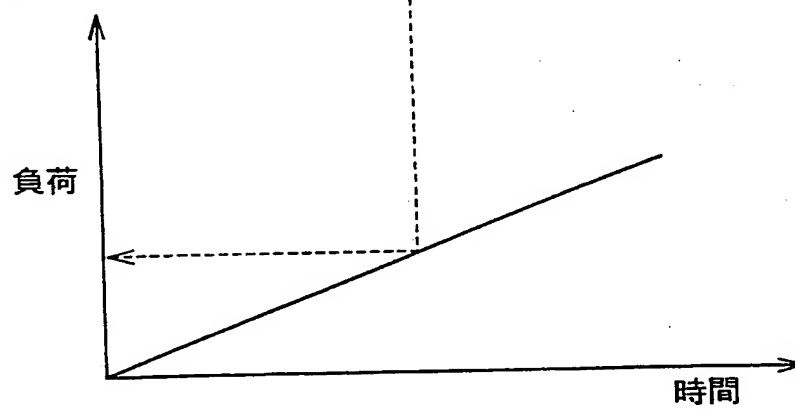


FIG.6

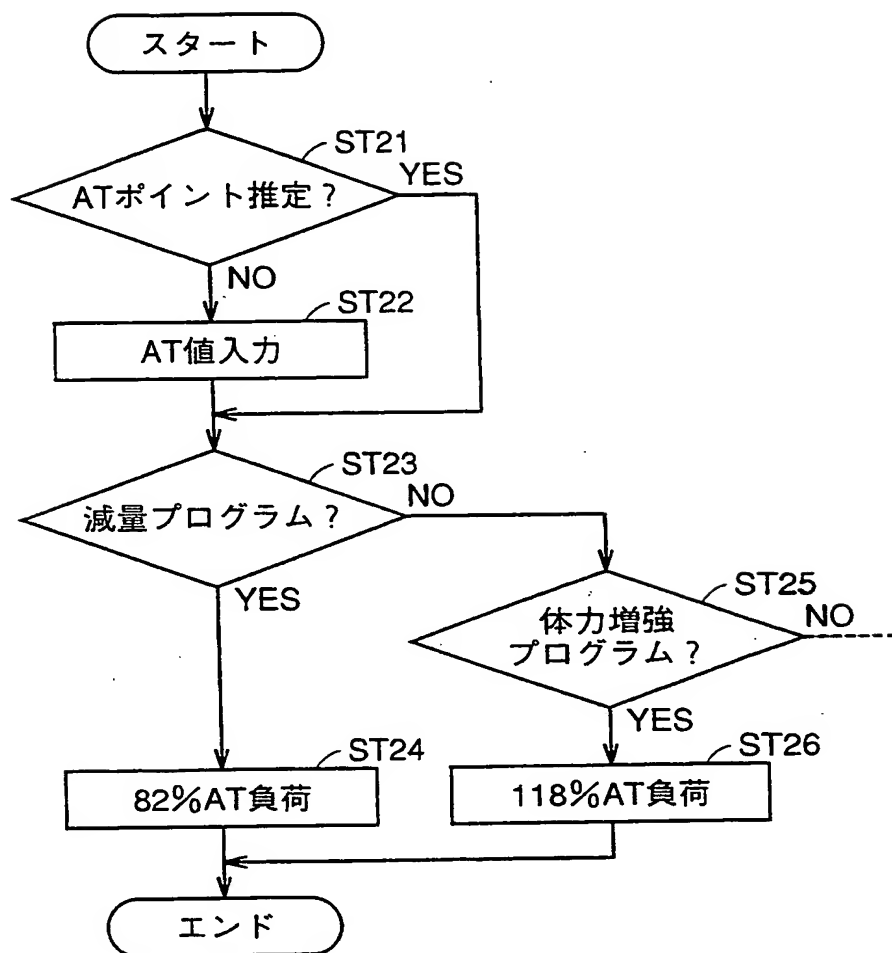


FIG.7

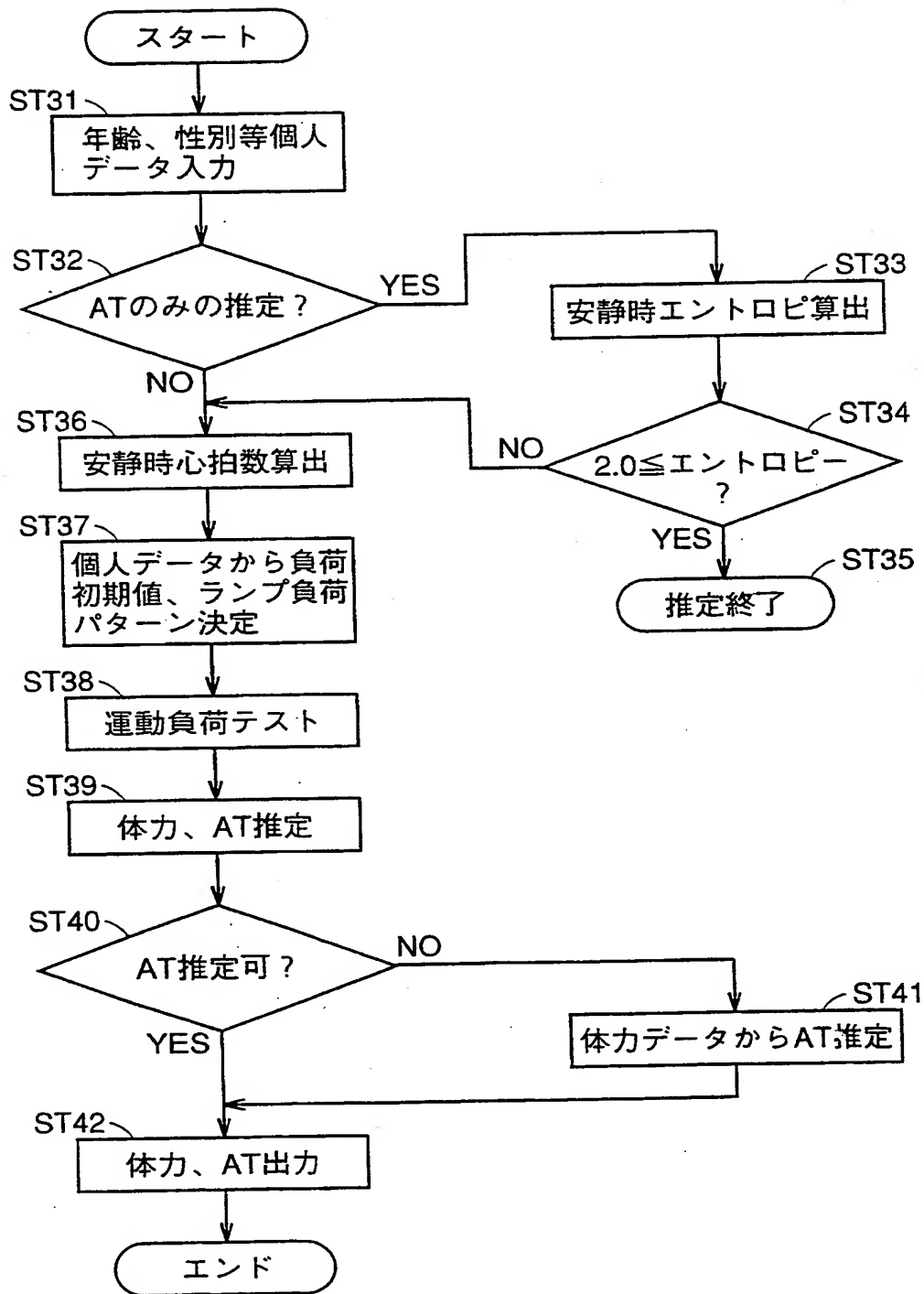


FIG.8

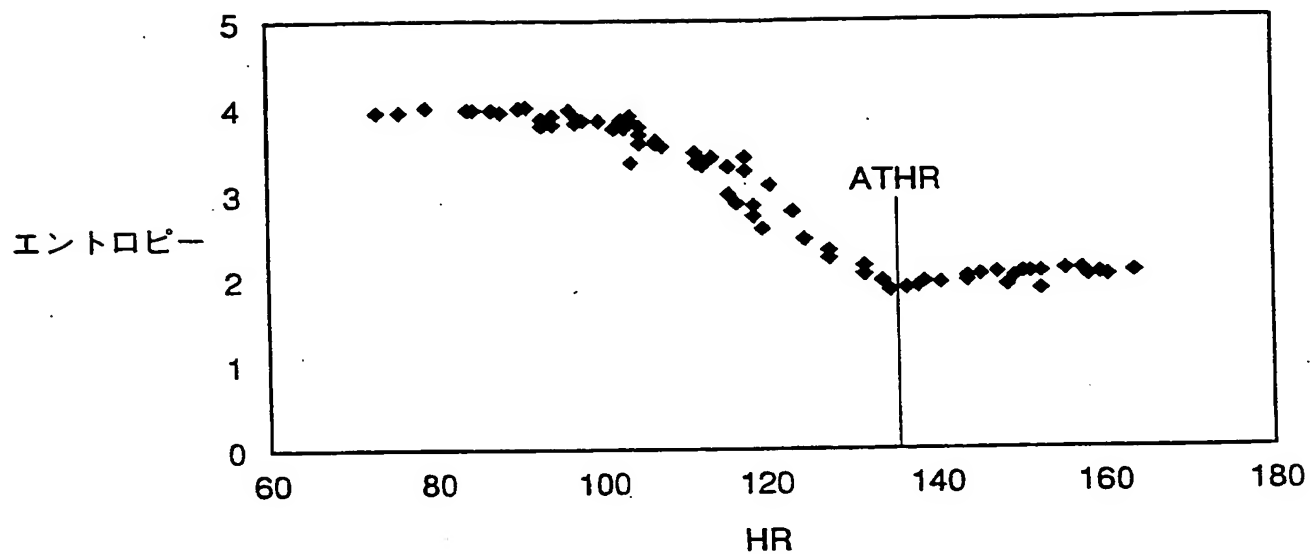


FIG.9

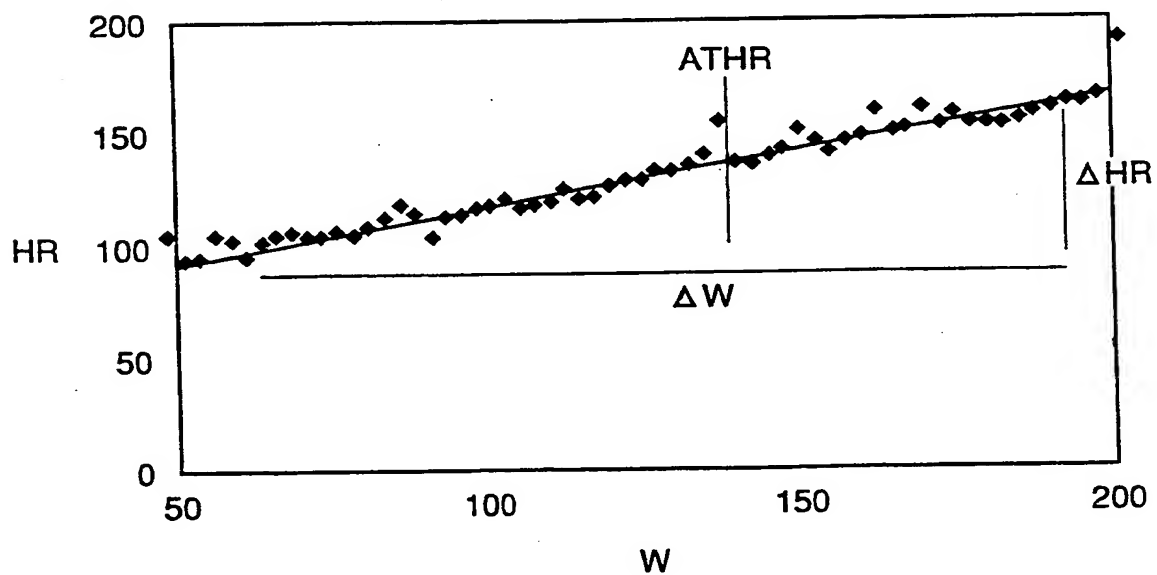


FIG. 10

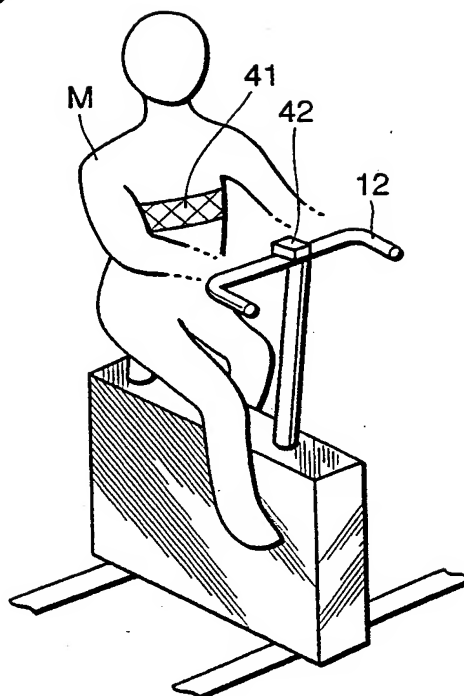


FIG. 11

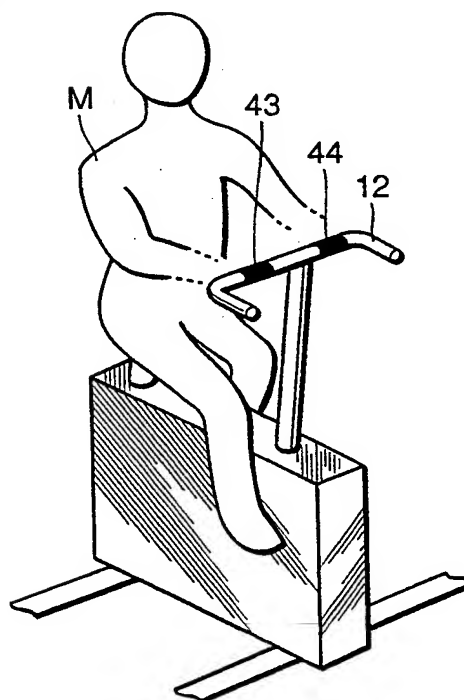


FIG. 12

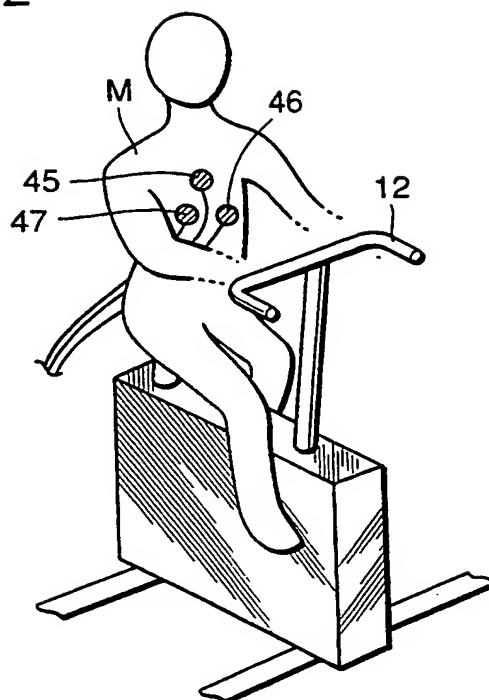


FIG. 13

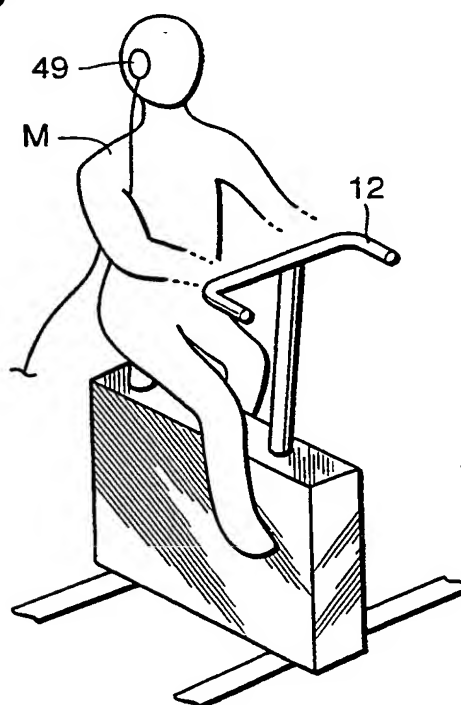


FIG. 14A

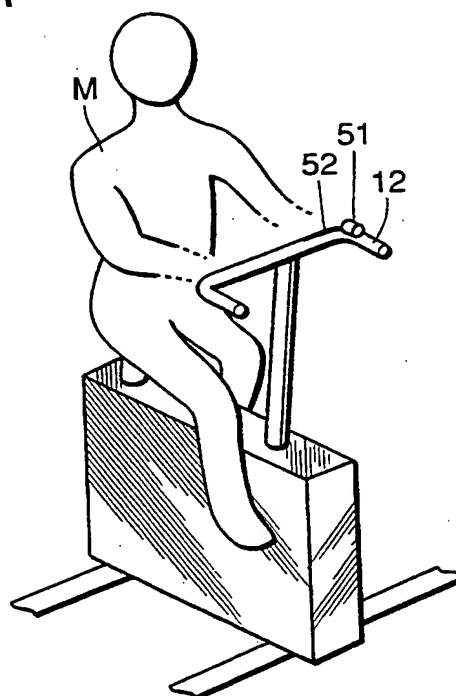


FIG. 14B

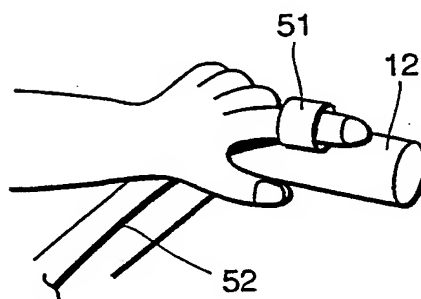


FIG.15A

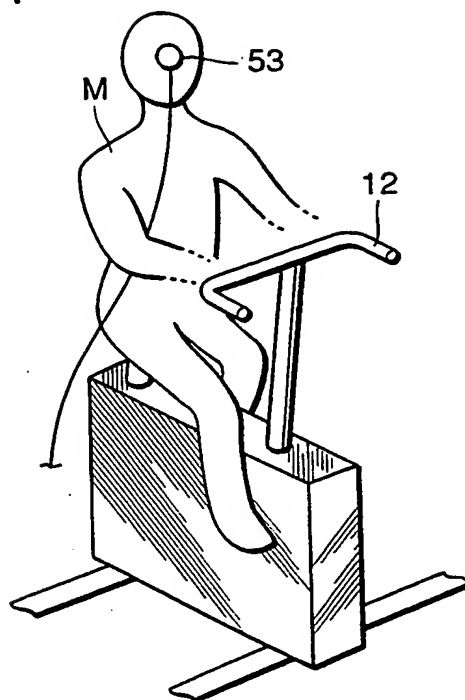


FIG.15B

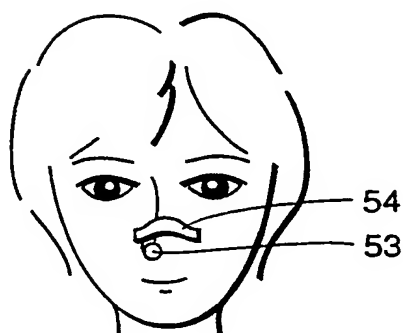


FIG. 16

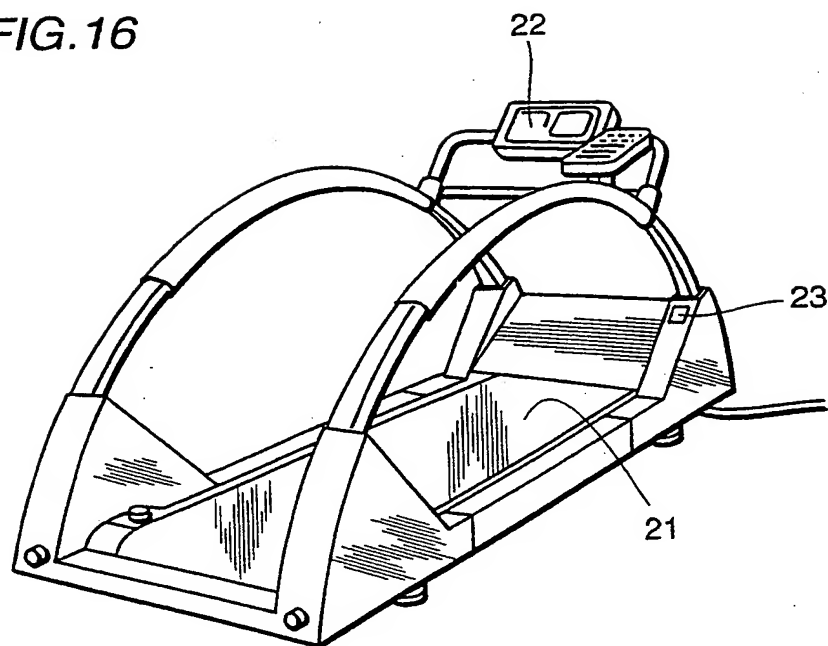


FIG. 17

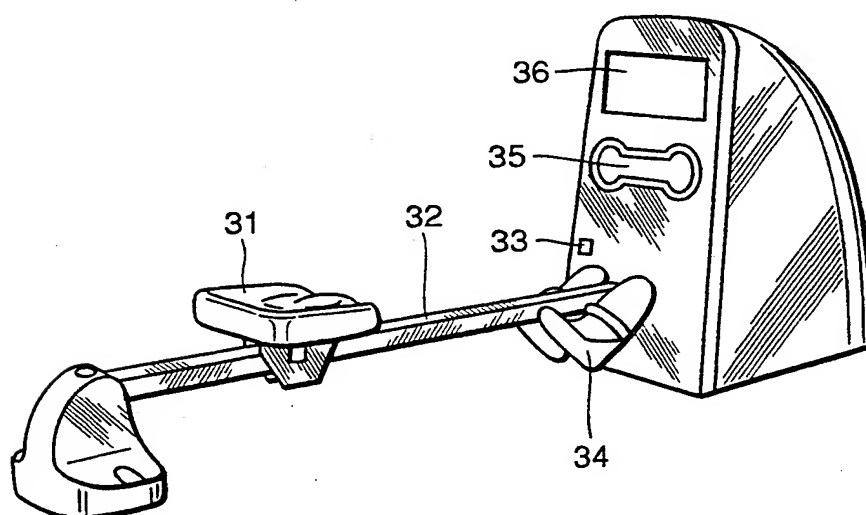


FIG. 18

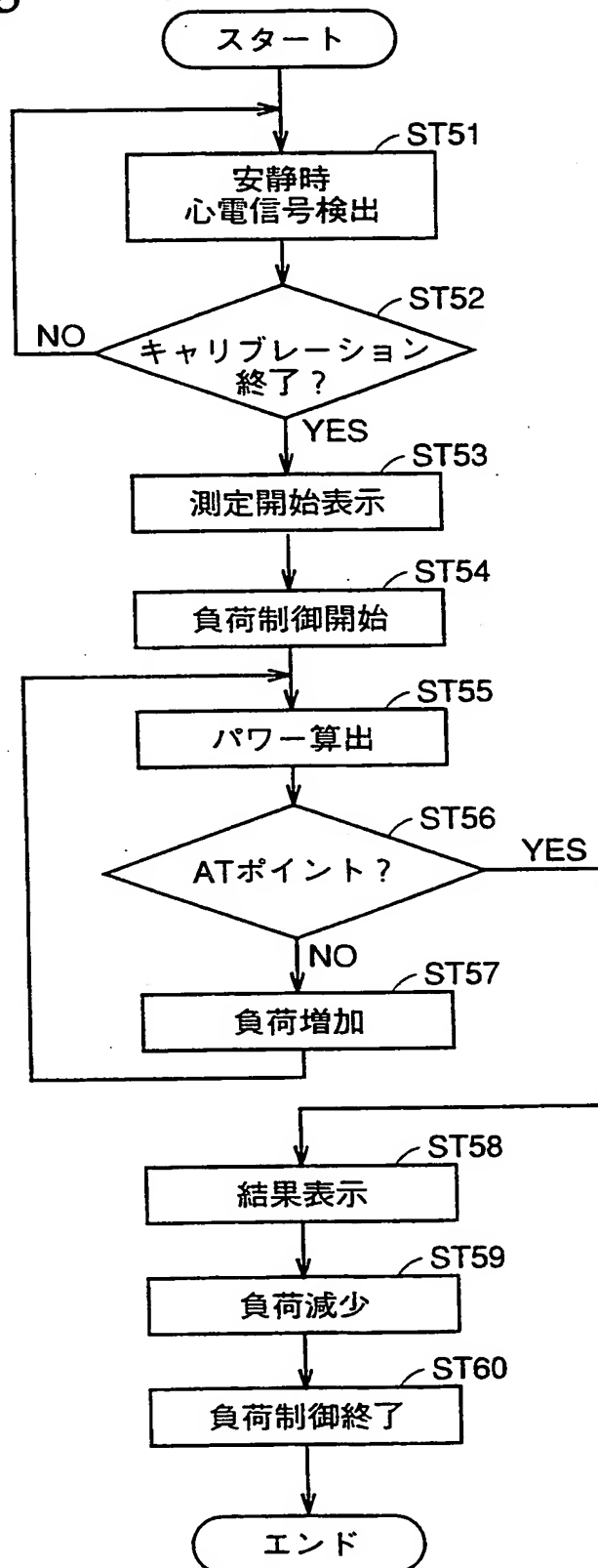


FIG. 19A

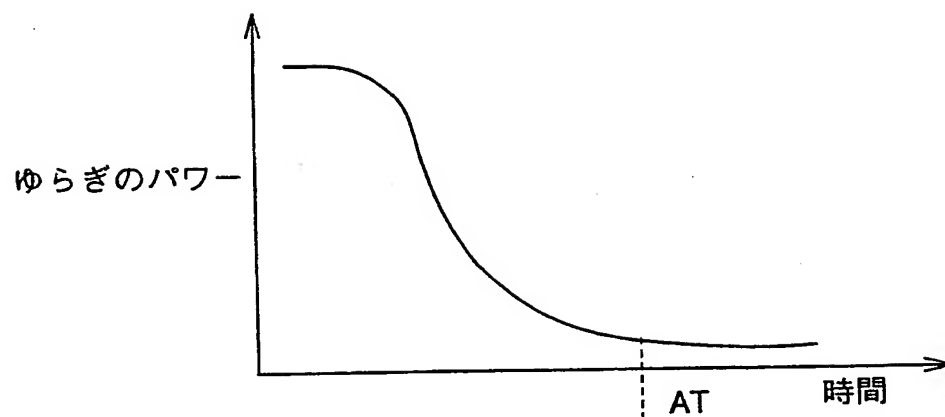


FIG. 19B

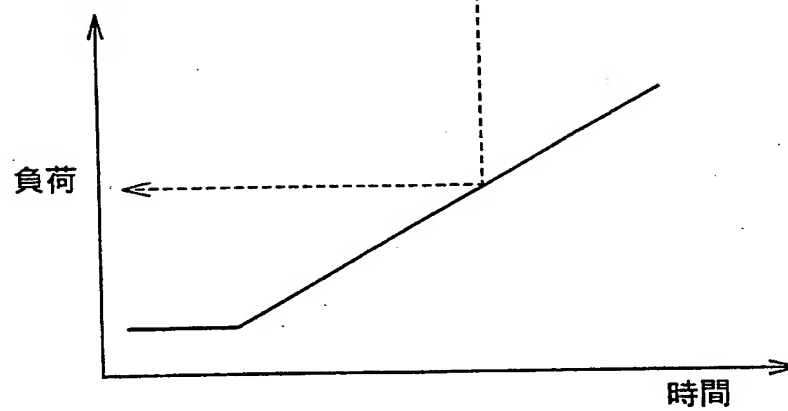


FIG.20

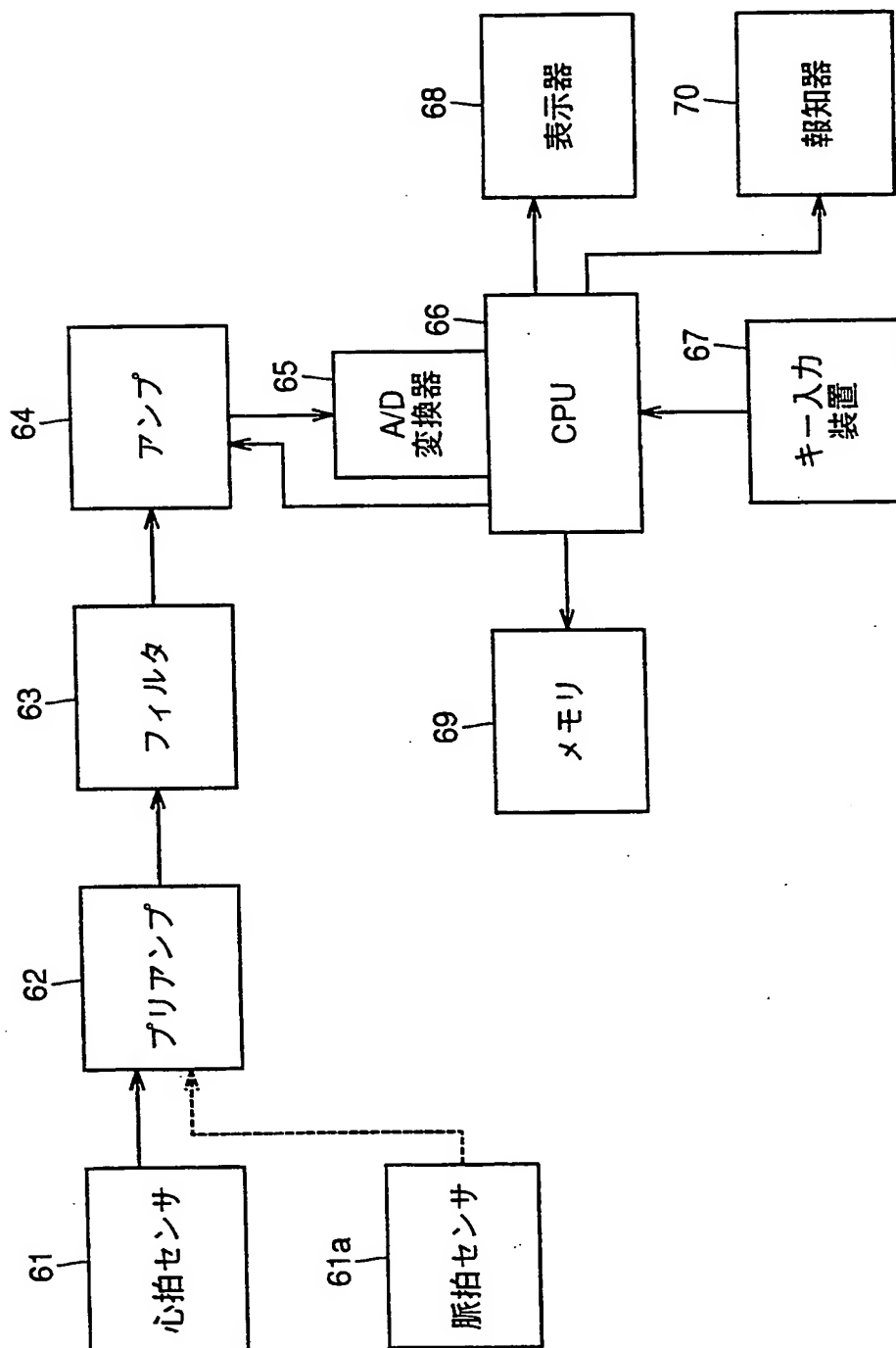


FIG.21

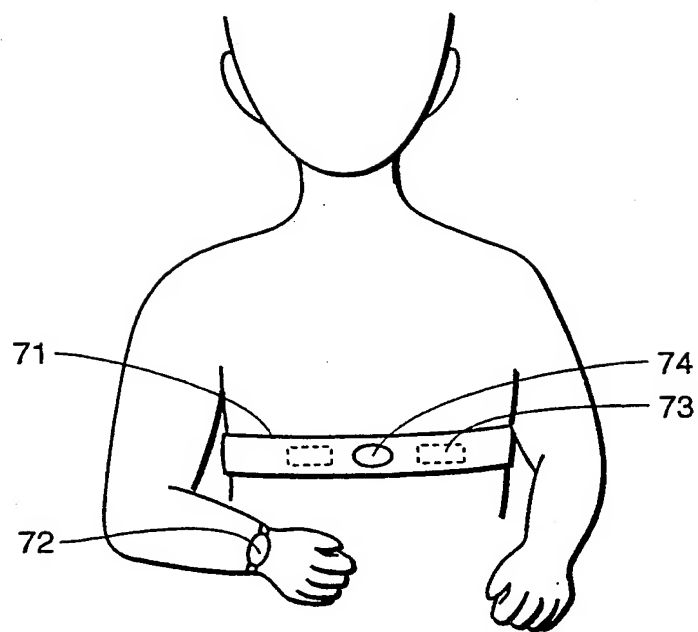
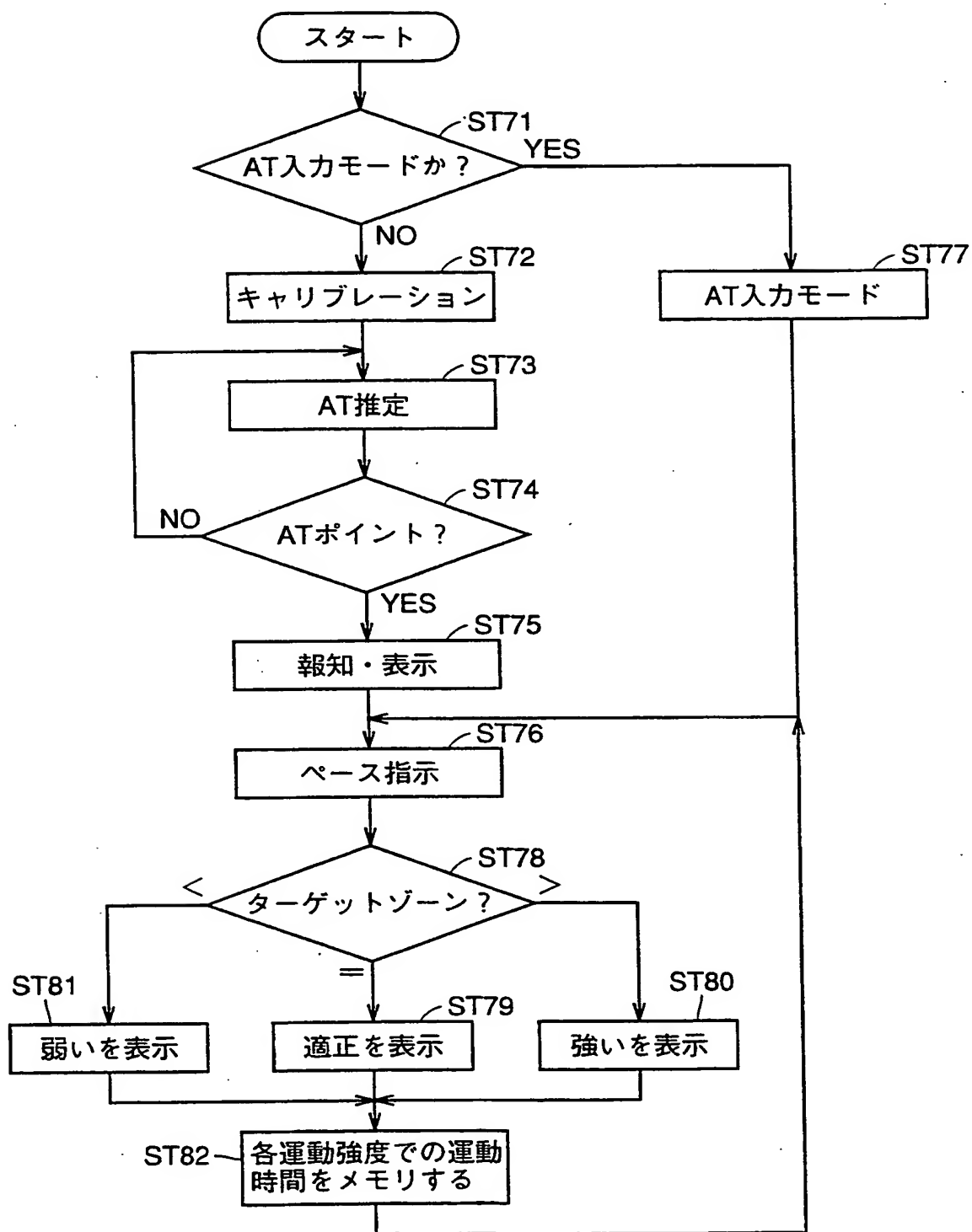


FIG.22



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP99/00829

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl<sup>6</sup> A63B22/06, A63B24/00, A63B69/00, A61B5/04

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl<sup>6</sup> A63B22/06, A63B24/00, A63B69/00, A61B5/04

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-1999
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-1999	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-1999

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP, 6-154355, A (Matsushita Electric Works, Ltd.), 3 June, 1994 (03. 06. 94), Full text ; Figs. 1 to 4 (Family: none)	1-2
X	JP, 5-84326, A (Combi Corp.), 6 April, 1993 (06. 04. 93), Full text ; Figs. 1 to 17 (Family: none)	1-7
A	JP, 5-84326, A (Combi Corp.), 6 April, 1993 (06. 04. 93), Full text ; Figs. 1 to 17 (Family: none)	8-38

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search  
31 March, 1999 (31. 03. 99)Date of mailing of the international search report  
13 April, 1999 (13. 04. 99)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl.<sup>°</sup> A63B22/06, A63B24/00, A63B69/00, A61B5/04

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl.<sup>°</sup> A63B22/06, A63B24/00, A63B69/00, A61B5/04

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年  
 日本国公開実用新案公報 1971-1999年  
 日本国登録実用新案公報 1994-1999年  
 日本国実用新案登録公報 1996-1999年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	JP, 6-154355, A (松下電工株式会社) 3. 6月. 1994 (03. 06. 94), 全文, 第1-4図 (ファミリーなし)	1-2
X	JP, 5-84326, A (コンビ株式会社) 6. 4月. 1993 (06. 04. 93), 全文, 第1-17図 (ファミリーなし)	1-7
A	JP, 5-84326, A (コンビ株式会社) 6. 4月. 1993 (06. 04. 93), 全文, 第1-17図 (ファミリーなし)	8-38

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&amp;」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

31. 03. 99

国際調査報告の発送日

13.04.99

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

齋藤 利久

2B

7017

電話番号 03-3581-1101 内線 6953

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**